

Tom Thiel

# Kinect-pohjaisen askellusanalyysiprototyypin käyttömahdollisuuksien, luotettavuuden ja ra- portoinnin arviointi

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Insinööri (AMK)

Hyvinvointi- ja terveysteknologia

Insinöörityö

19.6.2018

Tekijä Otsikko Sivumäärä Aika	Tom Thiel Kinect-pohjaisen askellusanalyysiprototyypin käyttömahdollisuuksien, luotettavuuden ja raportoinnin arviointi 50 sivua + 3 liitettä 19.6.2018
Tutkinto	insinööri (AMK)
Tutkinto-ohjelma	Tieto- ja viestintätekniikka
Ammatillinen pääaine	Hyvinvointi- ja terveysteknologia
Ohjaaja	Lehtori Ulla Sederlöf Yliopettaja Anu Valtonen
<p>Xbox-pelikonsolille kehitettyä Kinect-liikesensoria on pyritty hyödyntämään huokeana vaihtoehtona 3D-liikemittauksen kalliille laboratoriojärjestelmille. Tässä insinöörityössä arvioitiin Kinect-pohjaisen prototyyppivaiheen askellusanalyysisovelluksen aikaa ja etäisyyttä mitattavien muuttujien luotettavuutta ja raportointia. Luotettavuutta arvioitiin mittaamalla askelpituutta ja -tiheyttä tasamaalla ja kävelymatolla toistokokeen avulla. Muita sovelluksen raportoimia mitta-arvoja ja niiden esitystä arvioitiin viimeisimmän tutkimustiedon ja asiantuntijatiedonantojen perusteella.</p> <p>Luotettavuusmittauksia varten rakennettiin kaksi koeasetelmaa. Tasamaalla referenssimittarina käytettiin OptoGait-valokennojärjestelmää. Matolla käveltiin (1,3 m /s) metronomin tahdissa (120 askl. / min) muodostaen tasamittaisia askeleita (0,65 m). Kumpikin mittaus toistettiin kymmenen kertaa yhdellä perusterveellä henkilöllä.</p> <p>Tuloksissa ilmeni, että Kinect-sovellus yliarvioi askelpituuden systemaattisesti: tasamaalla keskimäärin <math>0,300 \pm 0,089</math> m ja matolla keskimäärin <math>0,199 \pm 0,045</math> m. Laitteiden välisten mittausten yhdenmukaisuus sekä tasamaalla että matolla oli heikko. Askelpituuksien keskiarvojen erot referensseihin olivat erittäin merkitseviä (<math>p &lt; 0,001</math>). Kinectin mitta-arvoissa oli huomattavaa satunnaishajontaa, joka heikensi mittausten toistettavuutta ja samalla myös luotettavuutta. Osa mitta-arvojen laskentaperusteista oli myös monitulkintaisia. Takaisinmallinnuksen (reversed engineering) avulla voitiin päätellä sovelluksessa käytetty mittaussuunnitelma (algoritmi). Tutkimustiedon perusteella pystyttiin arvioimaan sen suorituskykyä muihin Kinect-pohjaisiin askelluksen aikaa ja etäisyyttä mittaaviin algoritmeihin. Tuloksia voitiin hyödyntää sovelluksen tuotekehityksessä.</p> <p>Johtopäätöksenä todettiin, että sovelluksen nykyinen nilkkanivelten etäisyyksien oskillaatioon perustuva mittaussuunnitelma ei ollut riittävän luotettava asiakaskäyttöön. Suositukseen annettiin vaihtaa mittaussuunnitelmaa ja sopeuttaa sovelluksen raportointi sensorin rajoitteiden mukaiseksi. Etäisyysmittausten tarkkuuden parantamiseksi voidaan rakentaa myös useaa kameraa hyödyntävä järjestelmä. Yksi ratkaisu on luopua sovelluskehitysalustan seurantamallista ja rakentaa oma tarkempi malli.</p>	
Avainsanat	Kinect, liikemittaus, askellus, biomekaniikka, algoritmi

Author Title Number of Pages Date	Tom Thiel Reliability, Feasibility and Reporting of a Kinect-based Gait Analysis Prototype 50 pages + 3 appendices 19 June 2018
Degree	Bachelor of Engineering
Degree Programme	Information and Communications Technology
Professional Major	Health Technology
Instructors	Lecturer Ulla Sederlöf Principal Lecturer Anu Valtonen
<p>Low-cost commodity depth sensors like Microsoft Kinect have been proposed for clinical gait analysis. In this study a prototype of a gait analysis application was evaluated for reliability and accuracy of spatiotemporal parameters on overground and treadmill walking.</p> <p>Concurrent validation of overground walking data was recorded using a criterion reference -OptoGait photocell system. On treadmill the tests were done at constant pace (1.3 m / s) and cadence set by metronome (120 steps / min) producing steps with even length (0,65 m). Test were repeated 10 times for both test settings, by one healthy person. The outcome measures of cadence, step length and step time were derived using manual analysis. To assess the agreement between the devices, paired t-tests were used. The limits of agreement were set to 95%.</p> <p>As a result, the spatiotemporal parameters from the two devices possessed statistically poor agreement (<math>p &lt; 0.001</math>). Kinect overestimated systematically the step length on overground (<math>0,300 \pm 0,089</math> m) and on treadmill (<math>0,199 \pm 0,045</math> m) walking. The comparable parameters had substantial random errors, which led to poor reliability. Poor reliability is connected to poor validity. Rest of the spatiotemporal parameters reported by the application were too ambiguous for comparisons. By using reversed engineering, it was possible to identify the algorithm used by the application. The algorithm based on oscillation of feet longitudinal distances was compared to other methods for measuring spatiotemporal parameters.</p> <p>In conclusion the applications performance was poor for measuring step length and cadence. A recommendation was given to change of the algorithm and adjust the reporting to match the limitations of a single sensor. A multi Kinect system could be set up for better estimation of the spatial variables.</p>	
Keywords	Kinect, motion capture, gait, biomechanics, algorithm

# Sisällys

## Lyhenteet

1	Johdanto	1
2	Työn tilaaja	2
3	Kävelyn perusta ja mittaaminen	3
3.1	Askeetus ja vaiheet	3
3.2	Anatomiset tasot ja akselit	4
3.3	Askeetusparametrit ja biomekaniikka	6
3.3.1	Kävelynopeus	6
3.3.2	Aika ja etäisyys	7
3.3.3	Kinematikka	9
3.3.4	Kinetiikka	11
4	Askeetusanalyysit	14
4.1	Havainnointi	14
4.2	Käyttötarkoitukset	15
4.2.1	Kliininen käyttö	16
4.2.2	Juoksuaskeetus	17
4.3	Liikekaappaus	18
4.3.1	Markkerillinen	18
4.3.2	Markkeriton	20
4.4	Askeetusdatan raportointi	21
4.4.1	Vaiheiden tunnistus	22
4.4.2	Ajallinen tasaus	24
4.4.3	Luokittelu ja ennustaminen	25
5	Kinect	28
5.1	Sensorin toiminta	29
5.2	Käyttö ja rajoitteet	30
5.3	Luotettavuus asketusanalyysiin	32
6	Tutkimuksen tarkoitus ja menetelmät	36
6.1	Tutkittavat ja koevalmistelut	36
6.2	Koeasetelma ja -menettely	37

6.2.1	Tasamaalla	38
6.2.2	Matolla	39
6.3	Analyysi	41
7	Tulokset	42
7.1	Tasamaalla	42
7.2	Matolla	44
8	Johtopäätökset	45
8.1	Raportointi	45
8.2	Oman työn arviointi	48
8.3	Jatko	49
	Lähteet	51
	Liitteet	
	Liite 1. Askeltiheydet tasamaalla	
	Liite 2. Askelpituudet tasamaalla	
	Liite 2. Askelpituudet matolla	

## Lyhenteet

IR	Infrared. Infrapuna on valon taajuus, joka ei ole näkyvä. Infrapunavaloa voidaan hyödyntää esimerkiksi etäisyyden mittaamiseen.
LED	Light Emitting Diode. Valoa lähettävä diodi, joka voi säteillä eri aallonpituuksia hyvin kapea-alaisesti.
RGB-D	Red Blue Green – Distance. Liikemittaukseen käytettävä laite, joka yhdistää värikameran ja syvyysensorin datavirtoja.
CCD	Charge-Coupled Device. Sähköisesti aktivoituva kameran kenno.
TO	Toe Off. Varvastyöntö on hetki askelsyklissä, jolloin jalka irtaantuu alustalta ja aloittaa heilahdusvaiheen
IC	Initial Contact. Ensikontakti on hetki askelsyklissä, jolloin jalka osuu alustaan ja aloittaa kontaktivaiheen
GRF	Ground Reaction Force. Alustareaktiovoima pohjautuu voiman ja vastavoiman lakiin. Sen avulla voidaan laskea kehoon kohdistuvia askelluksen aiheuttamia ulkoisia voimia.
KS	Kinect-sovellus. Ohjelma joka rekisteröi, mittaa, tallentaa ja esittää Kinect-sensorilla tuotettua liiketietoa.
LLN	Linear Length Normalisation. Askelsyklin ajallisen tasauksen menetelmä, jossa aika-akseli pakataan tai venytetään visuaalista esitystä varten siten, että lopulta jokainen tallennettu sykli on yhtämittainen.
DTW	Dynamic Time Warping. Sama kuin yllä, mutta pyrkii säilyttämään nivelten liikekaarien intensiteetin ajallisen tarkkuuden kustannuksella.
PCA	Principal Component Analysis. Pääkomponenttianalyysi tuo esiin datasta olennaisia piirteitä vähentämällä sen avaruudellisia tasoja.

## 1 Johdanto

Kävely on ihmisen yleisin liikkumismuoto. Se on merkittävä tekijä ihmisen elämänlaadun ja itsenäisyyden kannalta [1]. Ihmisen askellus sisältää paljon tietoa henkilön yleisterveydestä [2]. Liikemittaukseen perustuvien askellusanalyysien tietoja voidaan soveltaa monipuolisesti esimerkiksi kuntoutukseen [3], tuki- ja liikuntaelinsairauksien arviointiin [4], diabeteksen ja hermostollisten sairauksien etenemisen seurantaan ja luokitteluun [5; 6; 7; 8; 9], kaatumisen ehkäisyyn ja ennakointiin [10] tai juoksun biomekaaniseen analyysiin [11; 12; 13].

Askelluksen arviointiin on olemassa lukuisia menetelmiä. Silmin tehtävä havainnointi on yleisin tapa arvioida askellusta, mutta siihen liittyy huomattavia puutteita [14]. Liikemittauksen klinisen ja tieteellisen tutkimuksen standardina pidetäänkin laboratoriossa optoelektronisesti, heijastinmarkkereilla ja infrapunakameroilla tehtävää 3D-analyysiä. Mittaukseen yhdistetään usein myös tietoa kehoon kohdistuvista voimista ja lihasaktivaatiosta. Nämä standardijärjestelmät ovat tarkkoja, mutta hankintakustannuksiltaan kalliita ja hankalia liikuttaa. Lisäksi niiden käyttö vie huomattavasti aikaa. [15, 16.]

Viime vuosina 3D-liikekaappauksen alalle on noussut uusia huokeampia teknologioita, kuten syvyyskamerat ja puettavat liikeanturit. Yksi näistä on Microsoftin Xbox-pelikonsolille kehittämä Kinect-liikesensori. Kustannustehokkuuden lisäksi kevyisiin laitteisiin on yhdistettävissä monipuolisemmat käyttöympäristöt, mittausten lyhyempi valmistelu-aika ja jatkuva seuranta. [17; 18; 19.]

Tämän insinööriyön tarkoituksena on arvioida Kinect-pohjaisen sovellusprototyypin luotettavuutta ja käyttömahdollisuuksia askellusanalyysiin. Luotettavuutta arvioidaan vertaamalla kävelyaskelluksen yleisimpiä mitta-arvoja tasamaalla ja kävelymatolla tehtävien toistokokeiden avulla. Kirjallisuuden perusteella käydään läpi, mihin käyttötarkoituksiin askellusanalyysijä tällä hetkellä hyödynnetään ja millaisin teknisin menetelmin liiketietoa voidaan kaapata. Tutkimustiedon perusteella tarkastellaan, kuinka Kinectiä voidaan hyödyntää erilaisten askellusten objektiiviseen arviointiin ja millä tavoin sensorin käyttörajoitteita on pyritty kiertämään. Lopuksi asiantuntijatiedonantojen perusteella määritellään, kuinka askellukseen liittyvien mitta-arvojen raportointia kannattaisi kehittää.

## 2 Työn tilaaja

Tämän insinööriyön tilaajana toimi hyvinvointi- ja terveysteknologian startup-yritys. Etäkuntoutukseen erikoistunut yritys hyödyntää sovelluksissaan Microsoftin Kinect-liikesensoria. Konsolikäyttöön alun perin kehitetyn Kinectin toiminta perustuu syvyysmittaukseen, jonka avulla se tunnistaa ihmisen kehonosat ja pystyy tuottamaan kolmiulotteista (3D) liiketietoa erilaisiin sovelluksiin [20]. Yrityksen ohjelmistoihin kuuluu yli 100 fysioterapeuttisen harjoitteen liikepankki ja erilaisia kuntoutukseen liittyviä pelejä. Fysioterapeutit voivat valita ja ohjelmoida näistä asiakkaan tai potilaan tarpeeseen soveltuvat ratkaisut.

Laite on helposti siirrettävä, joten sen käyttöympäristöt ovat monipuoliset. Laitteistoa voidaan käyttää esimerkiksi kuntokeskuksissa, klinikoilla tai antaa vaikka asiakkaalle mukaan kotiin. Harjoitteiden suoritusta ja kuntoutuksen kehitystä voidaan seurata ja arvioida pilvipalveluun tallentuvien tietojen avulla. Yrityksellä on myös liikeanalyysiohjelmisto, joka tallentaa tietoja raajojen liikkeistä, tasapainosta ja askelluksesta.

Tässä insinööriyössä keskitytään aikaisessa prototyyppivaiheessa olevan askelanalyysisovelluksen luotettavuuden ja raportoinnin arviointiin. Tilaajan toiveena oli myös kartoitus kevyen askellusanalyysijärjestelmän kaupallisista käyttömahdollisuuksista. Näitä tietoja voitiin hyödyntää sovelluksen tuotekehityksen suunnittelussa.

Tulevaisuudessa fysioterapia on enemmän ennaltaehkäisevää. Ilman erillisiä heijastinmarkkereita tapahtuva liikekaappaus mahdollistaa aiempaa nopeampien liikeanalyysien tuottamisen, mistä on hyötyä etenkin asiakkaalle, mutta myös mittauksen suorittajalle. Liikeanalyysiohjelmistojen avulla voidaan tarjota reaaliaikaista tietoa liikkujille heidän suoritustekniikkaansa liittyvästä mekaanisesta kuormituksesta, puolieroista ja lihastoinnasta. [11, 21.]

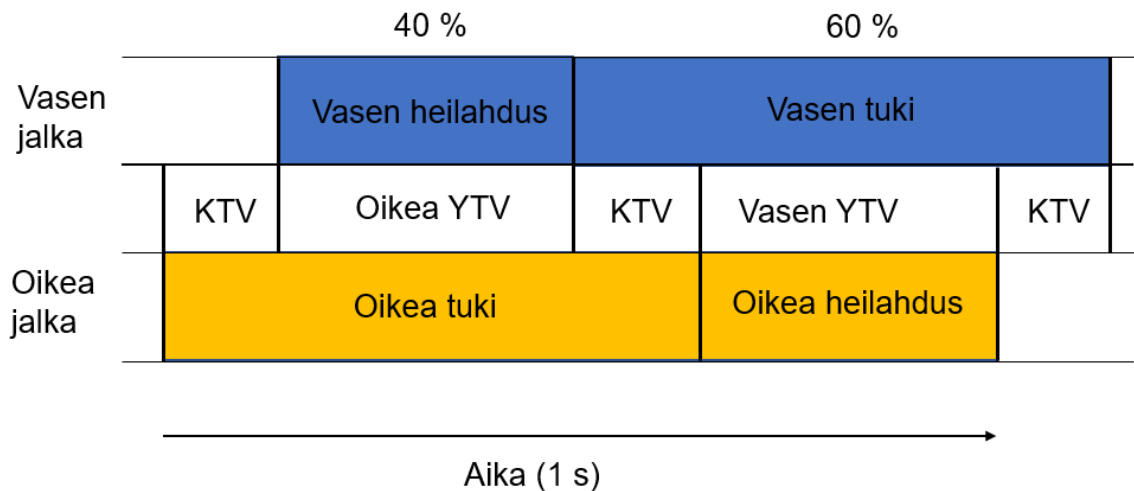


### 3 Kävelyn perusta ja mittaaminen

Kävely on ihmisen perusliikkumista. Kaikki tahdonalainen liike, mukaan lukien kävely, on seurausta monimutkaisista prosesseista, joita säätelevät keskushermosto, ääreishermosto, lihakset, luut ja nivelet. Kävely on osittain automaattista, mutta myös päämäärätietoista ja tarkkaavaisuutta vaativaa toimintaa. Aivojen otsalohko vastaa kognitiivista toiminnosta, kuten muistista ja päätöksenteosta. Samalla aivoalueella sijaitsee myös primäärinen motorinen aivokuori, joka vastaa liikkeiden tuottamisesta ja säätelee muun muassa kävelyn nopeutta. Siksi kävelyä mittaamalla voidaan seurata esimerkiksi demensiaoireita aiheuttavien hermostollisten sairauksien, kuten Parkinsonin taudin etenemistä jopa tarkemmin kuin neuropsykologisilla arvioinneilla. Kävelyn sujuvuuden on myös todettu heikkenevän muistia, suunnittelua ja tiedon prosessointia vaativien tehtävien kanssa lähes lineaarisesti. [9; 14; 23; 24; 25.]

#### 3.1 Askellus ja vaiheet

Kävely on yksi ihmisen askellusmuodoista. Askellusta voidaan kuvailla liikkumisen muodoksi, jossa alaraajoja käytetään vuoron perään tuen ja työnnon tuottamiseen. Askelluksen kahden identtisen tapahtuman väliä kutsutaan askelsykliksi. Esimerkiksi kävelyssä syklin voidaan sanoa alkavan, kun oikean jalan kanta koskettaa maata, ja päättyvän, kun oikea kanta koskettaa maata seuraavan kerran (kuva 1). Kävelysykli kestää noin sekunnin ja siitä on eroteltavissa kaksi päävaihetta: tukivaihe ja heilahdusvaihe. Tukivaiheessa jalka on maassa tuottaen tukea ja etenemissuuntaista työntövoimaa. Heilahdusvaiheessa jalka lentää takaa eteen. Yhden raajan osalta tukivaihe kestää noin 60 % ja heilahdusvaihe noin 40 % syklistä. Tukivaiheen ensimmäinen ja viimeinen 10 % koostuu kahden jalan tukivaiheesta (KTV). Yhden jalan tukivaiheen (YTV) aikana vastapuolen raaja on aina heilahdusvaiheessa. Kävelysyklin päävaiheet voidaan jakaa vielä tarkemmin kahdeksaan osavaiheeseen. Näiden osavaiheiden tarkastelu on tarpeellista esim. fysikaalisten arviointien ja kuntoutuksen kannalta. [23, 14.]



Kuva 1. Yhden kävelysyklin päävaiheet ajallisesti kuvattuna. KTV = Kahden jalan tukivaihe. YTV = Yhden jalan tukivaihe.

Askelsykleistä muodostuu erilaisia liikkumismuotoja. Näitä ihmisen liikkumismuotoja voidaan kasvavan nopeuden mukaan luokitella seuraavasti: kävely, hölkkä, juoksu ja pika-juoksu. Mukaan voidaan lukea myös kilpakävely omana luokituksenaan, koska sen vaiheiden suhteelliset kestot poikkeavat huomattavasti normaalikävelystä. [14; 26; 27.]

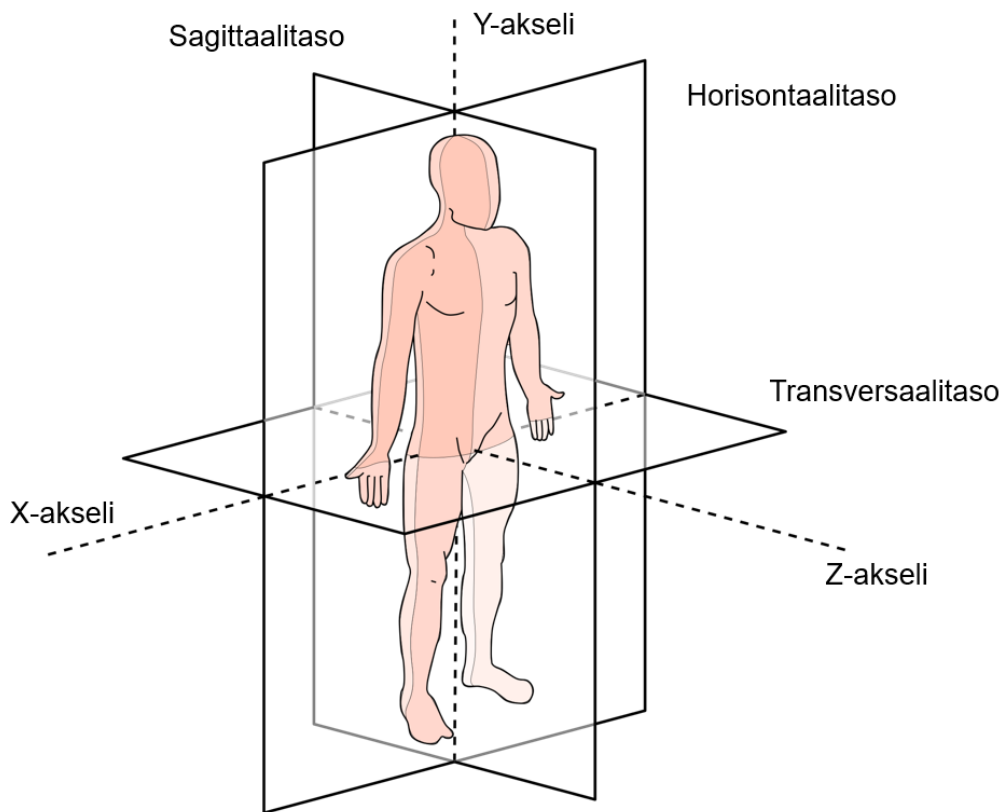
Ihmisen askelluksen automaattisten vaiheiden tulkitsemisen kannalta on olennaista pystyä erottamaan hetket, jolloin kanta osuu alustaan (Heel Strike, HS) ja varpaat irtoavat alustalta (Varvastyöntö, Toe Off, TO). Kantakosketuksen sijaan voidaan käyttää termiä alkukontakti (Initial Contact, IC), koska kävellessä tietyt patologiat ja juoksussa (tarkoituksenmukaisesti) erilaiset askellustyyliä saattavat tuoda jalan maahan jalan muissa asennoissa kuin kanta edellä. Varvastyöntö (TO) päättää kahden jalan tukivaiheen. [22.] Vaiheiden tunnistamisen automaattisiin malleihin palataan luvussa 5.4.

### 3.2 Anatomiset tasot ja akselit

Ihmisen anatomiaa käsitellään tasoissa. Nämä tasot ovat sagittaali-, horisontaali- ja transversaalitaso. Sagittaalitasossa liike tapahtuu eteen ja taakse eli anteriorisesti ja posteriorisesti. Horisontaalitasossa tarkastellaan liikettä sisä- ja ulkosuunnassa eli mediaalisesti ja lateraalisesti. Transversaalitasolla taas tarkastellaan sisään- ja uloskiertoja. [28.]

Kolmiulotteista tarkastelua varten voidaan ihmisestä rakentaa biomekaaninen- tai luurankomalli (skeleton), joissa raajojen liikettä pystytään kuvaamaan nivelpisteistä tietyillä vapausasteilla. Nivelpisteiden anatomiset keskikohdat näihin malleihin on pyritty ennustamaan kehonosien antropometristen mittausten keskiarvojen perusteella. [29.] Antropometrialla tarkoitetaan ihmisruumiin rakenteen, mittasuhteiden ja koostumuksen analysoimista.

Mekaniikassa vapausasteilla tarkoitetaan toisistaan riippumattomien liikkeiden lukumäärää. Ihmiskehossa toteutuvat kaikki kuusi mekaanista vapausastetta (Degrees of Freedom, DoF), jotka voidaan käsitellä seuraavin vastinparein: ojennus-koukistus, loitonnus-lähennys, sisä- ja ulkokierto. [14.]



Kuva 2. Ihmisen anatomiset tasot ja ISB:n suosittelemat akselit.

Nivelpisteisiin liittyviä koordinaatteja tarkastellaan yleensä kolmessa ISB:n (International Society of Biomechanics) suosittelemassa tasossa. Näissä tasoissa kulkee myös seuraavat akselit: X-akseli = horisontaali, Y-akseli = vertikaali, Z-akseli = sagittaali. Tämä ei ole kuitenkaan standardi, sillä ohjelmisto- ja laitevalmistajat saattavat käyttää myös muita kolmiulotteisia koordinaattijärjestelmiä. Toisinaan askellusliikkeitä on helpointa

tarkastella pelkästään sagittaali tai horisontaalitasossa, jolloin tapahtumat saadaan jaetua yksinkertaisesti x- ja y-koordinaatteihin. [14; 30; 31.]

### 3.3 Askelparametrit ja biomekaniikka

Ihminen on biologinen järjestelmä, johon pätevät mekaniikan peruslait. Siksi askellusta on mielekästä arvioida biomekaniikan avulla. Tässä luvussa askelluksen biomekaniikka jaetaan kolmeen eri luokkaan: aika ja etäisyys -muuttujiin, kinematiikkaan ja kinetiikkaan. Tämän lisäksi askelluksen aikana voidaan mitata muita fysiologisia parametreja kuten sykettä ja energiankulutusta. [14.]

#### 3.3.1 Kävelynopeus

Luontaisen kävelynopeuden mittaaminen on helppo tapa arvioida, onko kävely normaalia. Luontaiseen kävelynopeuteen vaikuttaa muun muassa ikä, sukupuoli, pituus ja terveydentila. Vapaasti valituilla kävelynopeuksilla miesten (18-49 vuotta) normaali vaihtelee 1,10 - 1,82 m / s ja naisilla vastaavassa ikäryhmässä 0,94 – 1,66 m / s. [14.]

Normaalin keskiarvoa tai vaihteluväliä voidaan käyttää esimerkiksi ikäryhmien referenssinopeutena kliinisissä kokeissa tai tieteellisessä tutkimuksessa. Yhteiskuntaan liittyen kävelyvauhdin jakaumia voidaan hyödyntää esimerkiksi liikenteenohjauksen suunnittelussa. [32, 33.]

Luontaista kävelynopeutta voidaan pitää kuudentena vitaaliparametrina, sillä sen avulla voidaan arvioida ja ennustaa useita yleisterveyteen liittyviä asioita [34]. Vitaaliparametreilla tarkoitetaan ihmisestä mitattavia, akuutisti terveyteen vaikuttavia arvoja, kuten syke, verenpaine, kehonlämpö ja hengitystiheys [35]. Myös maksimaalinen kävelynopeus on hyvä kliininen mittari [32].

10 vuoden seuranta tutkimuksessa on todettu, että ikäihmisten luontaista kävelyvauhtia voidaan käyttää ennusteena siitä, kuinka pitkään he elävät. Toisaalta pelkkä kävelyvauhdin kasvattaminen ei sinänsä suojaa ennenaikaiselta kuolemalta. Kävelyvauhdilla on kuitenkin selkeä tilastollinen yhteys hyvään terveyteen. [36.]

Vaikka kävely on motorisesti kompleksista toimintaa, liikkuminen luontaisella nopeudella ei vaikuta kognitiiviseen toimintakykyyn ainakaan nuorilla terveillä ihmisillä [37]. Pikemminkin kävely lisää luovaa ajattelukykyä [38]. Sen sijaan liikkuminen omaa luontaista nopeutta suuremmalla nopeudella vaatii kapasiteettia otsalohkon prefrontaaliselta aivokuorelta. [23.]

Myös mielentila ja elinympäristö vaikuttavat ihmisen kävelynopeuteen. Psykologisilla priming-kokeilla on saatu koehenkilöt kävelemään hetkellisesti hitaammin altistamalla heidät ensin vanhoihin ihmisiin assosioitaviin sanoihin ja sitten havainnoimalla heidän tietämättään kävelynopeutta käytävällä, kun he poistuvat ”testihuoneesta” [39]. Tutkimusten mukaan kävelyn käytetty aika on rahaa. Kävelynopeus eri maissa kuvastaa yleistä elämänrytmiä. Niinpä teollistuneissa maissa, etenkin suurkaupungeissa, kävellään keskimäärin nopeammin kuin kehitysmaissa. [40.]

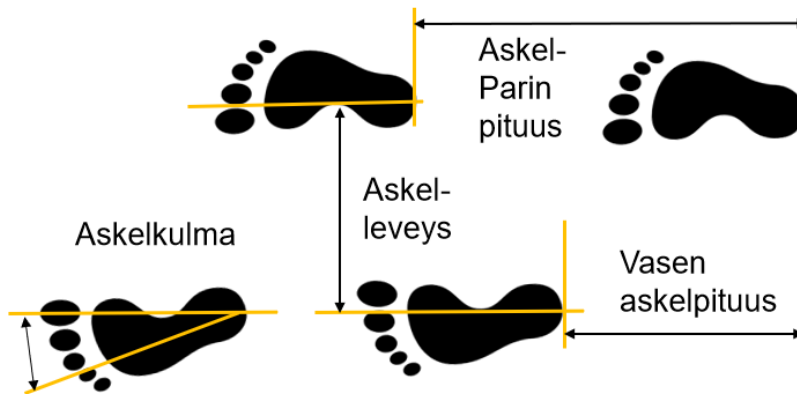
Aivoinfarktista kärsivillä potilailla kävelynopeus usein hidastuu ja askellukseen muodostuu lisääntyneitä puolieroja. Neurologiset sairaudet tai esimerkiksi pitkälle edennyt diabetes saattavat saada ihmiset kävelemään myös normaalia hitaammin. Diabeetikoilla tähän vaikuttaa etenkin jalkaterien tunto- ja lihashermojen vähentynyt toiminta, mutta myös jäykistyneet nilkat ja polvet. [3; 9; 25.]

Alzheimerin tauti ja Parkinsonin tauti kehittyessään vaikeuttavat perusliikkumista ja aiheuttavat näkyviä muutoksia kävelyn. Kävely on motorisesti vaativaa toimintaa ja vaatii aivoista paljon viestejä. Hermotautien edetessä kognitiivisen kapasiteetin heikentymisen vaikutus näkyy kävelynopeuden hidastumisena [9]. Myös ongelmat tasapainon kanssa lisääntyvät. Kävelynopeuden hidastuminen ei välttämättä näy heti. Tauti saattaa kehittyä taustalla vuosia [41]. On kuitenkin havaittu, kun henkilöitä koetilanteessa pyydetään kävelemään luontaisella nopeudella ja laskemaan parillisia numeroita alas 50:stä, saattaa normaalitakin näyttänyt askellus pysähtyä kokonaan. Tämä antaa viitteitä kognitiivisen kapasiteetin heikkenemisestä [9]. Toisaalta kävelyn ja yhtäaikaisen kognitiivisten harjoitteiden (Dual Tasking) on todettu parantavan Parkinson-tautia sairastavien askelpituutta ja -tiheyttä [42].

### 3.3.2 Aika ja etäisyys

Nopeuden lisäksi askellukseen on liitettävissä muita etäisyyksiä ja aikaa mittaavia arvoja, joita kutsutaan myös spatio-temporaalisiksi parametreiksi. Aikaa ja etäisyyttä

mitatessa yleisimmin käytettyjä parametreja (Kuva 3) ovat askelpituus (step length), askelparin pituus (stride length) ja askeltiheys (cadence). Kävellessä askelpituus on normaalisti 55-85 cm, mutta pikajuoksussa jopa 260 cm. Muita askellusanalyseissä esiintyviä aikaa ja etäisyyttä mittaavia muuttujia ovat kahden jalan tukiaika, yhden jalan tukiaika, askelleveys, jalan kulma ja jalan lentonopeus. Myös askelluksen vaiheet kuuluvat näihin aikaa ja matkaa mittaaviin parametreihin. Osa parametreista on askellustyyppiin sidottuja, kuten juoksussa esiintyvä kahden jalan lentovaihe. [14, 25.]



Kuva 3. Etäisyysarvoja: Askelleveys mitattuna kantapään keskiosasta toiseen sekä yhden askeleen että askelparin pituus kannasta kantaan.

Askeltiheydellä tarkoitetaan yleensä askelten määrää minuutissa. Useissa muissa parametreissa askel suhteutetaan askelsykliin, mutta askeltiheyteen lasketaan mukaan jokainen askel eli puolikas askelsykli. Askelparametrit liittyvät toisiinsa. Nopeus on askeltiheyden ja -pituuden tulo:

$$\text{Nopeus } 1,3 \text{ m / s} = \text{kadenssi } 120 \text{ askelta / min} * \text{askelpituus } 0,65 \text{ m}$$

Taulukko 1. Spatio-temporaalisten parametrien nimet ja selitykset

Osa-arvo	Liikkeen kuvaus
Askelpituus (m)	Jalkojen kantakontaktipisteiden välinen etäisyys sagittaalitasolla
Askelparin pituus (m)	Saman jalan kantakontaktipisteiden välinen etäisyys sagittaalitasolla
Sykliäika (s)	Saman jalan askelkontaktien välinen ajallinen kesto
Askelleveys (m)	Vasemman ja oikean nilkkanivelen kohtisuora medio-lateraalinen etäisyys
Tukivaiheen kesto (s)	Jalan ensikontaktin ja varvastyönnön välinen aika
Heilahdusvaiheen kesto (s)	Varvastyönnön ja seuraavan alustakontaktin välinen aika
Tukivaiheen kesto (%)	Tukivaiheen kesto normalisoituna askelsykliin
Heilahdusvaiheen kesto (%)	Heilahdusvaiheen kesto normalisoituna askelsykliin
Askelkesto (s)	Vasemman ja oikean jalan maakontaktien välinen ajallinen kesto
Kadenssi (askelta / min)	Askeltiheys - askeleiden määrä minuutissa
Nopeus (m/s)	Kuljettu matka suhteessa käytettyyn aikaan
Jalan lentonopeus (m/s)	Nilkkanivelen huippunopeus sagittaalitasolla heilahdusvaiheen aikana
Askelkulma (deg)	Jalkapohjan kulma suhteessa kulkusuuntaan mitattuna nilkkanivelen keskikohdasta

Askelparin pituus voidaan laskea suoraan mittaamalla tai epäsuorasti nopeudesta ja syklin kehosta. Epäsuora tapa voi olla hyödyllinen esimerkiksi, kun nopeus ja askeltiheys on pystytty vakioimaan kävelymaton ja metronomin avulla.

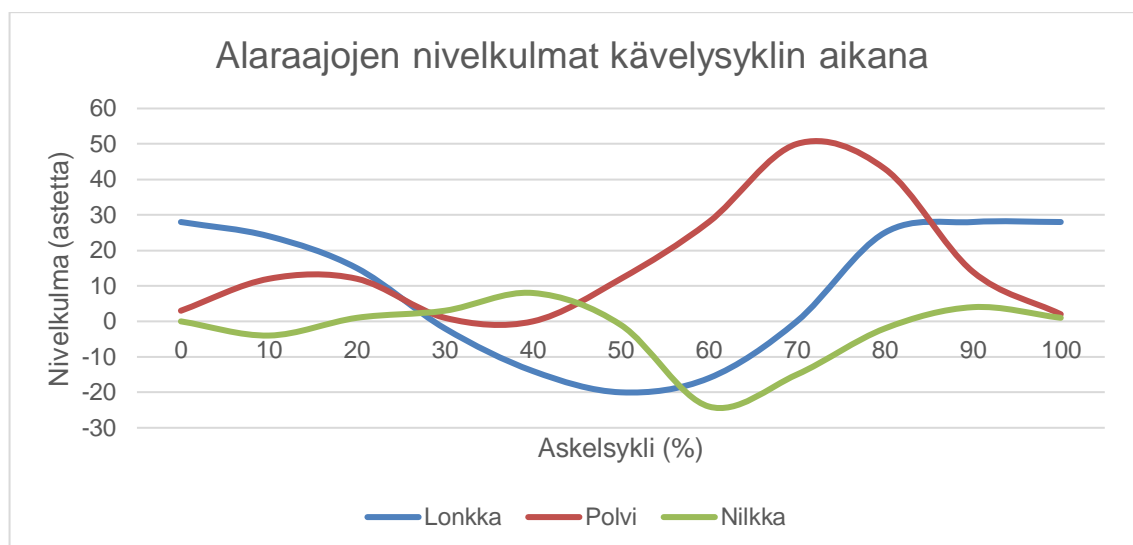
### 3.3.3 Kinematiikka

Kinematiikalla tarkoitetaan raajojen siirtymiä, kiihtyvyyksiä ja rotaatioita. Askelanalyysien yhteydessä keskitytään yleensä pelkästään alaraajojen kinematiikkaan. Tosin vauhdin lisääntyessä tulevat yläruumiin tasapainottavat ja myötäilevät kiertoliikkeet askellukseen mukaan yhä enemmän. Tämän takia juostessa yläraajojen toiminnan osuus askelluksen biomekaaniseen taloudellisuuteen on huomattavaa. [22, 43.]

Askeelluskinematiikkaa käsitellään luvussa 3.4 esitetyillä kolmella anatomisella tasolla. Nivelkulmia mitataan sagittaali- ja frontaalitasoilla ja rotaatiot tapahtuvat transversaalitasossa akselin ympäri [28]. Suurimmat liikkeet tapahtuvat etenemissuuntaan eli sagittaalitasolla [14].

Kulmamittausten ymmärtämiseksi on olennaista tietää, miten kulmat on määritelty. Alaraajojen suurimmat nivelet ovat lonkka, polvi ja nilkka. Polvinivelen kulman määrittäminen on näistä helpointa: kulma määräytyy säären ja reiden mukaan. Nilkka ja sääri taas ovat luonnostaan yleensä noin 90 asteen kulmassa, joten se on hyvä määritellä nollatasoksi. Näin nilkan ojennusta (plantaarifleksio) ja koukistusta (dorsifleksio) voidaan tarkastella positiivisilla ja negatiivisilla suunnilla. Dorsifleksiossa varpaat nousevat lähemmäs polvea, joten sitä käytetään yleensä positiivisena suuntana. Lonkan nollataso määritellään suorasta seisoma-asennosta. Torson eteenpäin taivuttaminen lasketaan lonkan koukistumiseksi, jos mittaus suhteutetaan lantioon. Jos taas kulma on suhteutettu alustaan, ei torson taivuttaminen vaikuta lonkan kulmaan. [14.]

Taulukko 2. Lonkan, polven ja nilkan sagittaalitasoon nivelkulmat normaali kävelysyklin aikana. [14]

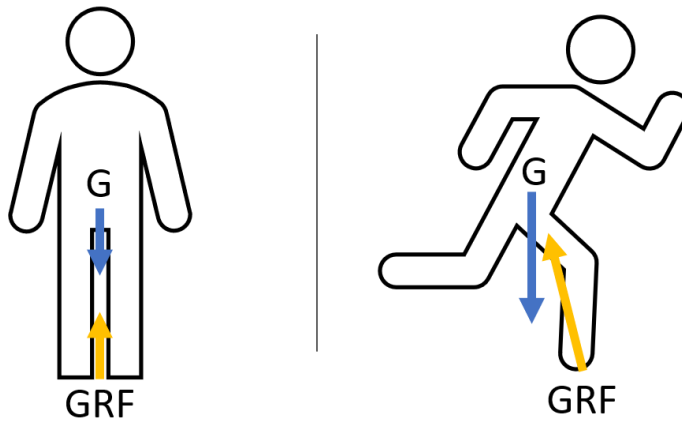


Kaikki yllä mainitut kulmat suhteutetaan askelsykliin eli kahden kantakosketuksen väliin ajalliseen jaksoon. Tarkastelussa kannattaa kiinnittää huomiota enemmän kulmien muutoksiin kuin absoluuttisiin arvoihin. [14.]



### 3.3.4 Kinetiikka

Kinetiikan avulla tutkitaan kappaleeseen vaikuttavia voimia ja niiden aiheuttamaa liikettä. Voimat voivat olla lineaarisia eli suoria, tai ne voivat olla momentteja, joilla on kiertävä (vääntävä) vaikuttavuus. Voimia mitataan newtoneina (N), ja ne pystyvät tuottamaan yksittäiseen pisteeseen vääntävän vaikutuksen vipuvarren avulla, jonka yksikkö on metri (m). Niinpä väännön yksikkö on newtonmetri (Nm). Sekä voimien että momenttien mittaaminen ja tulkinta on askellusanalyysien kannalta olennaista. [14.]



Kuva 4. Massakeskipisteen gravitaatiovoima (G) ja alustan reaktivoimat (GRF) paikallaan seisten ja juostessa.

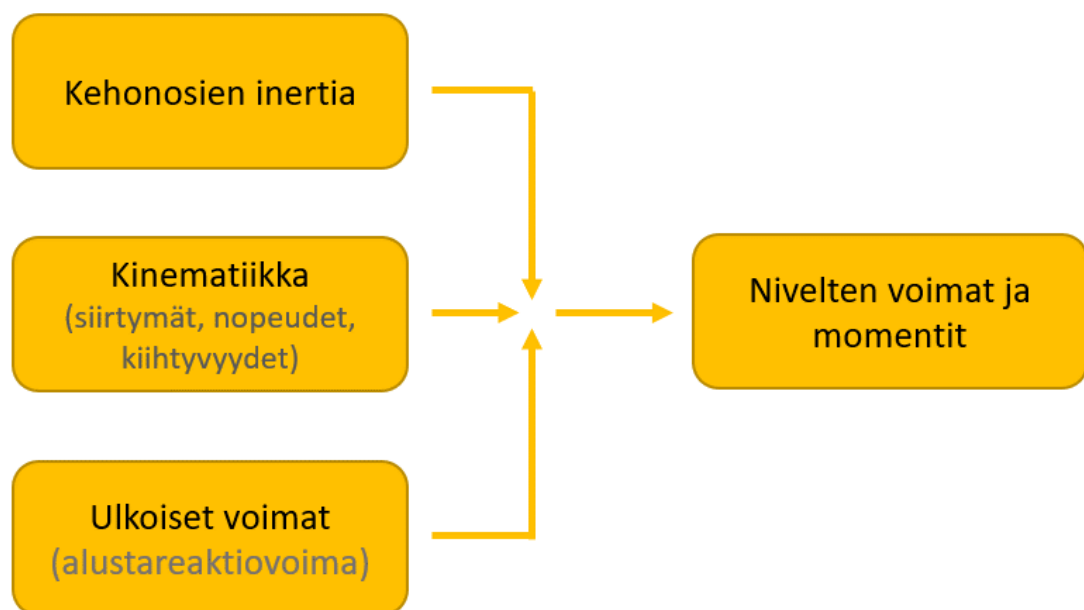
Newtonin kolmannen lain mukaan voimalla on aina vastavoima. Askeltaessa ihmisen lihakset ja painovoima kohdistavat alustaan voiman, ja tämän vastakkaissuuntaista voimaa kutsutaan alustareaktiovoimaksi (Ground Reaction Force, GRF). Henkilön seistessä paikallaan voidaan sanoa hänen alustaan tuottaman reaktiovoiman olevan yhtä suuri kuin hänen painonsa. Liikkuessa alustaan ja kehoomme kohdistuvat voimat muuttuvat monimutkaisemmiksi, sillä massakeskipisteemme (Center of Mass, CoM) heiluu ja sen tukivoimiin liittyy jarruttavia-, kiihdyttäviä ja tasapainoa ylläpitäviä osatekijöitä. Alustavoimat kuormittavat jalkoja ja muuta liikunta- ja tukielimistöä samalla voimalla kuin jalat kuormittavat alustaa. Alustareaktiovoimat ovat jaettavissa kolmeen komponenttiin: vertikaaliseen, medio-lateraaliseen ja anterioris-posterioriseen. Vertikaalinen komponentti on näistä suurin, kävellessä noin 90 %, juostessa jopa yli 95 %. Niinpä mittaamisessa ja arvioinnissa kannattaa keskittyä vertikaalisen komponentin tarkasteluun. [11; 14; 16; 44.]

Alustan reaktiovoimien avulla on mielenkiintoista tarkastella raajoihin kohdistuvia rasituksia. Vaikka alustan ja askeltajan toisiinsa kohdistamat voimat ovat yhtä suuret, ei

reaktiovoimista voidaan suoraan päätellä, millainen voima elimistön eri kudoksiin kohdistuu. Alustareaktiovoimien mittauksesta saadaankin huomattavasti enemmän irti samanaikaisesti havainnoimalla nivelkulmia, nivelen rotaatioita, kulmanopeuksia ja -kiihtyvyyksiä. Näin voidaan esimerkiksi löytää epäsuotuisasti liikkuvia niveliä tai määrittää vammaaste kävelyn tai juoksun osalta. [44.]

Alustareaktiovoimia mitataan yleensä voimalevyantureilla, jotka ovat lattiaan kiinteästi asennettuja levyjä. Anturilta luettavat tiedot mahdollistavat ihmisen rakenteisiin kohdistuvien kuormitusten tarkastelun. Levyjä voi olla yksi tai useampi. Jonoon asetettujen levyjen avulla pystytään mittaamaan perättäisten askelten tuottamia voimia. Levyt rekistöivät voimia kolmella eri akselilla. Laitteet ovat tarkkoja, mutta kalliita ja hankalasti liikuteltavia. [16.]

Käänteisellä dynamiikalla voidaan arvioida alaraajojen niveliin kohdistuvia voimia ja momentteja. Laskentaan vaaditaan tiedot kehonosien inertiaista, kinematiikasta ja ulkoisista voimista. Kehonosien inertiatietoihin (massan hitaus) tarvitaan henkilöstä seuraavat antropometriset mitat: pituus, massa ja segmenttien massakeskipisteet. Kinematiikan avulla saadaan selville nivelpisteiden koordinaatit ja ulkoiset voimat luetaan voimalevyanturilta. Käänteisen dynamiikan avulla voidaan laskea myös, mitkä lihasryhmät ovat aktiivisia ja kuinka paljon voimaa ne tuottavat. Laskennan avulla voidaan ottaa kantaa myös siihen, miksi lihakset ovat aktiivisia. [45; 46; 47.]



Kuva 5. Käänteisen dynamiikan elementit [48]

Momenttien mittaaminen ja tulkitseminen on olennaista askelluksen ymmärtämisessä. Kehossa esiintyviä momenteja on kahden tyyppisiä: ulkoisia ja sisäisiä. Ulkoiset momentit johtuvat ulkoisista voimista ja kehonosien inertiasta. Sisäiset aktiiviset momentit syntyvät lihasten supistuessa. Kehon luisten rakenteiden voimista ja pehmytkudosten jännitteistä syntyy myös tukevia ja kitkaa aiheuttavia passiivisia sisäisiä momenteja, mutta niiden vaikutus on niin pieni, että ne jätetään huomioimatta kävelyä tarkasteltaessa. Analyysiä tehdessä sisäiset ja ulkoiset momentit summataan ja määritetään jokaiselle alaraajan nivelpisteelle erikseen. [14; 29; 45; 46; 47.]

Nivelten teho ilmoitetaan newtonmetreinä sekunnissa ( $\text{Nm} / \text{s}$ ) ja lasketaan yhdistämällä nivelmomentti nivelen kulmakiihtyvyyteen. Teho välittyy niveleen joko ympäröivien lihasten tuottamasta supistuvasta tai venyvistä työstä, tai varastoituvasta ja vapautuvasta pehmytkudosten energiasta. [14.]

Aiemmin alustareaktiovoimia ja nivelten momenteja on pystytty mittaamaan lähinnä laboratoriossa voimalevyanturien avulla. Levyjen heikon liikuteltavuuden takia voimia on pyritty ennustamaan myös pelkän liiketiedon perusteella. Voimien ennustaminen monipuolistaisi liikeanalyysien käyttöympäristöjä. Yksi tapa ennustaa voimia on käänteinen dynamiikka. Voimia voidaan arvioida myös koneoppivien (Machine Learning, ML) mallien avulla. Vertikaalista huippuvoimaa onkin pyritty ennustamaan infrapunakameroiden [49], syvyyskameroiden [16], kiihtyvyyssanturien [50] ja painematriisipohjallisten avulla [51]. Voimia ennustavien koneoppivien mallien toimintaan perehdytään tarkemmin luvussa 4.4.3.

## 4 Askellusanalyysit

Askellusanalyysit ovat yksi tapa analysoida liikettä. Tässä luvussa käydään läpi, miksi liiketietojen kerääminen on mielekästä ja millaisia menetelmiä sen arviointiin on kehitetty. Askellukseen liittyviä liikeanalyysijä voidaan tuottaa usealla eri tavalla: havainnoimalla, videokameroilla, infrapunakameroilla, syvyyskameroilla, kiihtyvyysantureilla ja mekaanisten laitteiden avulla. Liiketietoon on yhdistettävissä myös voima ja lihasaktivaatiotiedot. [14; 19; 28; 52.]

Askelluksen vaiheita ja spatio-temporaalisia parametreja voidaan mitata tarkasti ja luotettavasti myös matalaprofiilisilla painematriisimatoilla [53] ja modulaarisilla valokennojärjestelmillä, joista jälkimmäisiä voidaan hyödyntää sekä tasamaakävelyssä että kävely-/juoksumatoilla [54; 55; 56; 57].

Jalkapohjien painejakauman (Center of Pressure, COP) dynaamiseen tarkasteluun ja pitkäaikaisseurantaan sopivat hyvin langattomat painepohjalliset. Plantaaristen paineiden tarkastelulla voidaan koittaa tarkastella puolieroja tuki- ja liikuntaelinsairauksissa tai pitkälle edenneen diabeettisen neuropatian potilailla, joilla tunto jalkapohjista on heikentynyt [57]. Paine pohjallisia on pyritty hyödyntämään myös käyttäjän biotunnisteena [58].

### 4.1 Havainnointi

Kävelyn havainnointi on tärkeää klinikoille, koska se tarjoaa nopean arvion henkilön yleisterveydestä. Ihmisen kävelyn havainnointi on kuitenkin haastavaa, koska siinä tapahtuu useita motorisia asioita samanaikaisesti. Monet anatomiset tekijät kuten lantion leveys, alaraajojen pituus, yläraajojen pituus, hartialeveys, selkärangan pituus ja pään muoto vaihtelevat eri ihmisillä. Nämä asiat tekevät kävelystä hyvin yksilöllistä. [23.]

Havainnointi on käytännössä monipuolisin analyysimenetelmä, mutta siihen liittyy seuraavia rajoitteita:

1. Ei jätä jälkeä myöhempää tarkastelua varten.
2. Silmä ei pysty havainnoimaan suurnopeustapahtumia.
3. Voimien arviointi ei ole mahdollista pelkästään liikkeen avulla.

4. Analyysi riippuu yksilön arviointitaidoista.
5. Havainnoijalla saattaa olla ennakoasenteita.
6. Testihenkilöt saattavat kävellä eri tavalla ollessaan tarkkailun alla.
7. Kliininen ympäristö saattaa poiketa huomattavasti päivittäisestä ympäristöstä.

Näistä syistä johtuen pelkässä havainnointiin perustuvassa analyysissä jäävät monet askellustapahtumat huomaamatta. Videokuvaus vastaa osaan ylläesitetystä haasteista ja tarjoaa muun muassa mahdollisuuden vertailuun, mikä on hyödyllistä, jos mittausten välinen aika on kuukausia. Kuvataallenne on myös osittain objektiivinen, sillä voidaan laskea syklin kesto, askelpituutta ja nopeutta. Myös alaraajojen nivelkulmien mittaaminen onnistuu hyväksyttävällä tarkkuudella editointiohjelmilla kuten Dartfishillä. [14.]

Video- ja suurnopeuskameroilla kinematiikkaa voidaan mitata vain kahdella tasolla. 2D-laitteet ovat usein järkevä, edullinen ja helppo tapa päästä kiinni liiketiedon tallennukseen. Askellusanalyysiin liittyen 2D-kuvan rajoitteena on, ettei se pysty mittaamaan rotaatioita ja polven kulman arviointi frontaalitasolla on heikkoa. Näistä rajoituksista huolimatta 2D-järjestelmien tuottama kuva on hyväksyttävää sagittaalitason mittauksiin sekä usein helposti tulkittavaa että käytännönläheistä. [14, 59.]

## 4.2 Käyttötarkoitukset

Objektiiviset askellusanalyysit perustuvat aina johonkin tekniseen menetelmään, jolla liiketieto saadaan tallennettua. Askellusanalyysit jaetaan yleisesti kahteen käyttötarkoitukseen: kliiniseen arviointiin ja tutkimuskäyttöön. Kliinisen käytön tarkoituksena on tukea havainnointia ja avustaa yksittäisten potilaiden hoitoa. Askellustutkimuksen tarkoitus taas on tuottaa ymmärrystä askelluksesta tai kehittää lääketieteellisiä diagnooseja tai hoitoa tulevaisuutta varten. Potilaista kerättävää kliinistä dataa voidaan myös hyödyntää myöhemmin tutkimuskäyttöön. [14.]

Tekniikan kehittyessä on askellusanalyysijä pyritty tuomaan myös asiakaskäyttöön. Juoksun harrastajat käyvät jo nyt mielellään hakemassa laboratorion tiedon fysiologisista kuormitusparametreista, kuten hapenottokyvystään ja sykekyvyyksistä. Luultavasti moni heistä haluaisi myös biomekaanisen analyysin nivelkuormituksista ja samalla tietoa, miten ehkäistä vammojen syntymistä. Suomessa on yli 600 000 aikuista juoksun

harrastajaa. Tavoitteellisesti harjoittelevasta juoksijasta 50-70 % saa jonkin asteisia vammoja vuosittain. 3D-liikeanalyysien kaupallistamismahdollisuuksia asiakaskäyttöön on pohdittu Suomessa ja tarvetta löytyy. [12.]

Askellusta voidaan arvioida erilaissa ympäristöissä. Yleisimpiä tapoja ovat tasamaa-askellus (Overground) ja askellus kävely-/juoksumatolla (Treadmill). Jälkimmäistä käytettäessä, on mahdollista kerätä useita perättäisiä askelsyklejä. Arviointeja tehdään myös porraskävelyssä. Portaiden nouseminen ja etenkin laskeutuminen usein vaikeutuu tuki- ja liikuntaelinsairauksien edetessä. Onkin todettu, että portaiden kävely alaspäin selkä edellä (takaperin) on biomekaanisesti taloudellisempaa ja aiheuttaa vähemmän kipuja, koska massakeskipiste säilyy lähempänä kehoa ja asettaa alaraajojen nivelet pienemmälle rasitukselle. Kompensoivat variaatiot askelluksessa eivät ole kuitenkaan kuntoutuksen kannalta hyödyllisiä. [23; 31; 60.]

#### 4.2.1 Kliininen käyttö

Lääketieteellisessä mielessä patologinen tarkoittaa ei-normaalia. Jotkin taudit, tapaturmat ja kulumat saattavat tuottaa ihmisille muutoksia normaaliin kävelyyn. Näitä patologioita voidaan koettaa korjata kuntoutuksen, ortoosien, ortopedian ja lääkehoidon avulla. Tärkeimpiä kliiniseen ja tutkimuskäyttöön tarkoitetuista mittareista ovat yleensä nivelkulmat, nivelmomentit, niveltehot ja lihasaktivaatiomittaukset. [3; 14; 29; 61.]

Kävelyaskelluksen parametrien avulla voidaan arvioida terveysriskejä. Patologiat muuttavat askelluksen vaiheita, nivelkulmia, askelleveyttä, askelpituutta ja askeltiheyttä. Ihminen on hyvä kompensoimaan erilaisia heikkouksia, joten ongelman alkuperä saattaa olla haastavaa havainnoida kävelyn muutoksen perusteella. Terveiden ihmisten mittauksista saadut tulokset eivät aina vastaa keskiarvoja, sillä ihmisten kävelyssä esiintyy normaalia vaihtelua. [14.]

Askelparametrien vertailu raajojen välillä auttaa kuitenkin puolierojen havaitsemisessa. Symmetrisyyden seurannalla voidaan esimerkiksi arvioida fysioterapeuttisten interventioiden vaikuttavuutta. Kävelyn symmetrisyys vaikuttaa myös taloudellisuuteen energiankulutuksen kannalta. Terveillä henkilöillä puolierot vahvemman ja heikomman jalan välillä ovat pienehköjä. Suurta epäsymmetriaa voidaan pitää patologian mittarina, joskaan konsensusta tarkasta raja-arvosta alaraajojen puolierojen suuruudessa ei toistaiseksi ole. Joka tapauksessa, epäsymmetriat saattavat aiheuttaa luumassan katoa,

osteoporoosia, suurempia dynaamisia voimia ja nivelrikon vaaraa. Tämän takia on olennaista pyrkiä löytämään askelluksen epäsymmetriat ja ymmärtää niiden laajuus, ennen kuin ne pääsevät aiheuttamaan rakenteellisia muutoksia. [4.]

Kliiniseen käyttöön liittyy myös termi kliininen kävely. Termillä tarkoitetaan sitä, että ihminen pyrkii keskittymään ja kontrolloimaan tekemisiään enemmän ollessaan tarkasteltavana. Näin käy myös askellukselle. Tämä on havaittavissa yleensä parantuneena ryhtinä, kasvaneena kävelynopeutena ja patologisten liikemallien häivytyksenä. Kliininen kävely saattaa olla kaukana yksilölle ominaisesta askellusmallista. Kliininen kävely ei ole tarkoituksenmukaista. [22.]

#### 4.2.2 Juoksuaskellus

Kävelyvauhdin kasvaessa heilahdusvaiheen suhteellinen aika pidentyy [62]. Vauhdin ollessa n. 2 m/s (7 km/h) on biomekaanisesti edullisempaa luopua kahden jalan tukivaiheesta ja ottaa sykliin mukaan lentovaihe, jossa molemmat jalat ovat ilmassa. Näin tukivaiheen kestoa saadaan lyhennettyä olennaisesti (-35 %). Tämän vaihdoksen seurausta ovat lisääntyneet kehoon kohdistuvat vertikaaliset voimat (+50 %) [63]. Hapenkulutuksen kannalta (kilpa)kävely onkin taloudellisempi vaihtoehto aina 3,3 m/s (12 km/h) nopeuteen asti [27].

Juostessa (3,6 m/s) heilahdusvaihe täyttää jo 60 % askelsyklistä. Tasavauhtisessa juoksussa vauhdin lisääntyessä tukivaihe lyhenee lähes lineaarisesti askeltiheyden sekä askelpituuden kasvaessa. Vauhdin kasvaessa myös yläruumiin aktiivisuus lisääntyy. Mitä nopeampaa vauhti on, sitä enemmän yläruumiin on osallistuttava voimantuottoon ja tasapainon ylläpitämiseen. [64.]

Juoksuaskellusta arvioidessa puhutaan usein epäsymmetrisyydestä, vaikka henkilöllä ei olisi varsinaista patologiaa. Juoksu tuottaa, nopeudesta riippuen, alustaan 2-6 kertaisen kehonpainon voiman. Tämän kuormittavuuden takia pienikin puoliero saattaa aiheuttaa ajan kanssa rasitusvammoja. Liikeanalyysillä on mahdollista ennaltaehkäistä rasitusvammoja ja korjata askellusta. [11, 65.]

### 4.3 Liikekaappaus

Liikeanalyysin standardi ovat laboratoriossa tehtävät optoelektroniseen liikekaappaukseen perustuvat 3D-mittaukset. Liike tuotetaan luvussa 3.3 esiteltäisiin biomekaanisiin malleihin, yleensä kahdeksalla tai useammalla infrapunakameralla. Etuina tällaisessa mittauksessa on, että tuotettu tieto on objektiivista ja mahdollistaa tarkastelun jopa 150 erillisestä askelmuuttujasta. Malliin kaapattua liikettä voidaan tarkastella ja pyörittää kolmiulotteisessa ympäristössä. Mallin tuottamaan dataan on mahdollista liittää myös numeerisia laskelmia ja ennusteita. [15, 29.]

Toisaalta mittaukset tuottavat niin paljon tietoa, että niitä on ihmisen vaikea käydä läpi, joten ne vaativat koneellista käsittelyä. Suuret tietomäärät mahdollistavat erilaisten askellukseen liittyvien luokittelumallien rakentamisen, joiden avulla voidaan tehdä vertailua esimerkiksi ikäryhmän normaaliin. [15.]

Inertiasensorit ja syvyysmittauskamerat ovat muodostuneet viime vuosina vaihtoehtoisiksi ja käyttöympäristöiltään monipuolisemmiksi 3D-liikekaappauksen muodoiksi. Inertiasensorit mittaavat raajojen kiihtyvyyttä ja sijaintia kehoon kiinnitettävien pienien anturein. Stereo- ja RGB-D-kamerat puolestaan havaitsevat optisesti ja/tai infrapunalla kehon eri osien etäisyyksiä toisistaan. Näiden molempien tekniikoiden tuottaman 3D-datan on todettu olevan ainakin osittain luotettavaa ja toistettavaa kliiniseen käyttöön, biomekaaniseen tutkimukseen, virtuaaliterapiaan ja peleihin. Laitteet ovat myös huomattavasti standardilaitteita edullisempia. Laitekustannuksiin tulee lisätä ohjelmistot, joihin data tuotetaan. Muita teknisiä menetelmiä liiketiedon tuottamiseen askellusanalyysiä varten ovat mm. puettavat magneettianturit ja mekaaniset exoskeletonit. [19; 28; 67; 68.]

#### 4.3.1 Markkerillinen

Liikeanalyysien standardina pidetään laboratoriossa usealla infrapunakameralla ja ympäri kehoa sijoiteltavilla heijastinmarkkereilla tuotettavaa liikekaappausta. Liikeanalyysiin usein yhdistetään myös tietoja alustareaktivoimista ja lihasaktiivisuudesta elektromyografian (EMG) avulla. [14; 16; 69]

Markkerillisessa liikekaappauksessa laitteiston tulee löytää jokainen pyöreä markkeri vähintään kahdella kameralla, jotta paikkatieto voidaan tallentaa. Kameralat pyrkivät havaitsemaan markkereiden geometrisen keskikohdan heijastavien pisteiden reunojen avulla.



Järjestelmässä vähintään kahdella kameralla täytyy olla esteetön näkymä kuhunkin markkeriin. Tarkkaan paikkatietoon vaaditaan teräviä kuvia. Tämän takia infrapunakamerasat käyttävät hyvin lyhyttä valotusaikaa, jonka toteuttamiseen voidaan käyttää kolmea erilaista tekniikkaa: LED-pohjaista strobovalaistusta, kamerasen mekaanista suljinta tai valoherkkää CCD/CMOS-kennoa. [14.]

Paikkatiedon tallentumiseksi tulee kameroiden saada yhteys vähintään kahteen markkeriin. Tämän takia nivelen ympärille asetetaan aina vähintään kolme markkeria klusterimuodostelmaan. Yleensä klustereihin lisätään yksi tai kaksi ylimääräistä markkeria, jotta nivelen paikkatieto tulee joka tilanteessa tallennettua. [14.]

Nykyisten mittalaitteiden tarkkuus on alle yhden millimetrin luokkaa ja näytteenottotaajuus 100-200 kuvaa / sekunti [14]. Aina paikkatietoa ei saada tallennettua etenkin, jos mitattavalla on käytössä erilaisia apuvälineitä. Silloin markkerin liiketietoa joudutaan ennustamaan erilaisin ekstrapolointimallien, joilla tietoa jatketaan ajallisesti tuntemattomien kohtien yli. Liiketietolle ajetaan myös tarvittaessa alipäästösuodatus, joka vähentää ylimääräistä kohinaa. [29.]

Vicon (Vicon Motion Systems, Oxford, Iso-Britannia) on 3D-liikemittauksen johtava järjestelmätoimittaja. Yrityksen Nexus -ohjelmistoa ja siihen yhdistettävää Plug-in Gaitia voidaankin pitää standardina kliinisen ja tieteellisen tutkimuksen saralla. Etuna standardiohjelmien käytössä on muun muassa se, että eri laboratorioissa tehdyt mittaukset ovat ainakin periaatteessa verrannollisia keskenään. Kerättyä tietoa voidaan vaihtaa mittauspaikkojen välillä eli toisaalla kerättyä ikäryhmän mukaista normaalitietoa voidaan yhdistää paikallisesti mitattuun potilasdataan. [29.]

Heijastinmarkkereilla toteutettavan 3D-askellusanalyysin haasteena on kinemaattisten tietojen vaihtelevuus. Näitä aiheuttavat anatomisesti palpoitavien kohtien löytäminen markkereille, luontaiset fysiologiset erot ihmisten välillä ja ihon liikkeet markkereiden alla (Soft Tissue Artefact, STA). Pehmytkudoksen liikkeitä ja kadotettuja markkereita vastaan on kehitetty menetelmiä, joilla pyritään pääsemään eroon näistä rajoitteista. Yksi tapa on käyttää biomekaanista mallia, jossa on kiinteät etäisyydet ja selvästi eriteltyt kehonosat. [28; 70; 71.]

Tämän lisäksi markkeripohjaisessa mittauksessa haasteena ovat mittauksen valmistelu-aika, kalibrointi ja käyttö. Kaikki vaiheet vaativat koulutettuja ammattilaisia, joka

vähentää mittausten saavutettavuutta klinikoiden vastaanotoilla. Lisäksi 3D-mittaukset tuottavat usein paljon dataa. Ilman selkeitä menetelmiä, siitä on vaikea erottaa olennaista. [15.]

#### 4.3.2 Markkeriton

Markkeriton liikekaappaus on edullinen ja helposti siirreltävä vaihtoehto liiketiedon keräämiseen. Markkeriton liikekaappaus perustuu syvyyskameroiden tuottamaan datavirtaan, jossa kuva jaetaan (segmentoidaan) eri osiin. Erilaiset syvyyskamerat toimivat hie- man eri periaattein. Optisten stereokameroiden tuottamasta datasta voidaan erottelu tehdä värien, reunojen, kulmien ja muotojen perusteella. RGB-D-kamerat taas yhdiste- levät infrapunalla mitattuja etäisyystietoja ja värikuvia. Valmiit skeletonmallit kameroiden sovelluskehitysalustoissa (Software Development Kit, SDK) helpottavat ihmiskehon lii- kedatan keräämistä. [19, 72.]

Markkerittomaan liikekaappaukseen perustuvien askellusanalyysien ei ole tarkoitus kor- vata laboratoriolaitteita, joilla pyritään suureen tarkkuuteen, vaan vähentää kustannuk- sia, monipuolistaa käyttöympäristöjä, ja lyhentää mittauksiin käytettävää valmisteluai- kaa. Näiden ominaisuuksien avulla voidaan objektiivinen liikeanalyysi tuoda paikkoihin, joissa se on aiemmin ollut silmävaraista. [18; 52; 72; 73.]

Standardina pidetyt markkerilliset liikekappauksen menetelmät vaativat suuria (+100 000 €) aloitusinvestointeja. Tämän lisäksi laitteet on usein sijoitettu pysyvästi pai- kalleen laboratoriotilaan. Markkerittomien liikesensorien käyttöympäristöjen monipuolis- taminen tarkoittaa sitä, että mittauksia voidaan tehdä potilas- ja asiakaskäytössä vas- taanottohuoneissa, käytävillä, portaissa, kuntokeskuksissa tai antaa mittalaite henkilöille mukaan kotiin. Markkerittomien laitteiden valmisteluaika mittauksiin on myös huomatta- vasti nopeampaa sillä ammattilaisten ei tarvitse erikseen palpoida anatomisia maamerk- kejä markkereille. Kehon segmentit tunnistavina markkerittomat mittalaitteet eivät vaadi myöskään erillistä kalibrointia. Markkerittoman liikekappauksen etuna voidaan nähdä myös se, että sillä pystytään arvioimaan ihmisen tilavuutta. [29; 65; 72; 74.] Tässä insi- nöörityössä käytetyn Microsoft Kinect v2 -kameran toimintaperiaatteisiin, käyttömahdol- lisuuksiin ja luotettavuuteen perehdytään tarkemmin luvussa 5

#### 4.4 Askeldatan raportointi

Aiemmissa luvuissa on käyty läpi, kuinka liikedataa kerätään ja tuotu esiin, mitkä parametrit ovat hyödyllisiä kliinisessä raportoinnissa. Tässä luvussa käydään läpi menetelmiä, joilla askellusdata jalostetaan raportoitavaan muotoon. Luvussa esitellään myös askellusdatan prosessointiin ja luokitteluun hyväksi havaittuja koneoppimisen malleja.

Vähimmäisvaatimuksena askeldatan objektiiviselle raportoinnille ovat syklin tunnistus, datan ajallinen tasaaminen ja normalisointi kehonpainon mukaan. Näiden avulla pystytään tarkastelemaan symmetrisyyttä. Spatio-temporaalisia muuttujia esitetään yleensä numeerisesti, mutta kinemaattisia ja kineettisiä tietoja aaltomuotoisin diagrammeihin askelsykliin tai tukivaiheeseen normalisoituina. Askeldatasta voidaan etsiä myös ominaispiirteitä (features), joiden nostaminen esiin parantaa datan luokittelun mahdollisuuksia.

Automaattinen hahmontunnistus on koneoppimisen osa-alue. Liikemallien tunnistusta on pyritty hyödyntämään kliinisenä välineenä erottelemaan terveiden yksilöiden askelluspatologisesta ja arvioimaan erilaisten askellusmuutoksia aiheuttavien sairauksien kehitystä ja vaikutusta liikkeeseen. Tällaisen erottelun tekeminen on kuitenkin haastavaa. [58, 75.]

Kinemaattisessa 3D-datassa on paljon muuttujia. Sen esitys on moniulotteista. Askeldata on myös pääosin epälineaarista eli muuttujat eivät korreloi keskenään. Siitä löytyy kuitenkin vahvasti korreloivia muuttujia. Kinemaattisesti selkeästi erottuvia askeltapah-tumia ovat esimerkiksi ensikontakti (IC) ja varvastyöntö (TO). Näiden ajallisten hetkien kohdilta nivelkulmista löytyy vahvoja korrelaatioita eli lineaarisia yhteyksiä. Vahvasti korreloivasta datasta on kuitenkin haastava muodostaa luokittelijaa, joka erottelee koehenkilöt erillisiin ryhmiin. Luokitteluun tarvitaan erottelevia ominaispiirteitä. [15.]

Koneoppimiseen perustuvan pääkomponenttianalyysin (Principal Component Analysis, PCA) on todettu erottelevan askellusdatasta hyvin kohdetta kuvaavia ominaispiirteitä. PCA vähentää datasta avaruudellisia ulottuvuuksia (dimensionality reduction), jättäen tasot, joilla data tuottaa suurimman varianssin. Tämän jälkeen on helpompaa löytää yhteyksiä alun perin heikosti korreloivien muuttujien väliltä. Ominaispiirteiden erottelua (feature extraction) voidaan hyödyntää datan parempaan luonnehdintaan ja esiprosessointivaiheena luokitteluun. [15, 75.]

#### 4.4.1 Vaiheiden tunnistus

Askellustapahtumien tarkka ja yhdenmukainen havaitseminen on analyyseissä tärkeää. Yleensä perättäisiä askeleita tallennetaan useita, joten askeltapahtumien automaattinen tunnistus on oleellista. Ensinnäkin se säästää klinikoilta huomattavasti aikaa datan käsittelyssä ja toiseksi tarjoaa objektiivisen ja luotettavan tavan jaksottaa sykliä. IC ja TO määrittäminen ovat edellytyksiä kävelymittauksen jakamiselle sykleihin, jotka muodostuvat tuki- ja heilahdusvaiheista. Vaiheiden tunnistaminen antaa mahdollisuuden laskea spatio-temporaalisia parametreja. Se on myös edellytys nivelkulmien, voimien ja momenttien keskiarvottamiselle ja vertailulle. Analyyseissä vasemman ja oikean puolen askeldataa tarkastellaan usein suhteuttamalla ne toisiinsa. Tämän takia on tärkeää, että tapahtumat havaitaan tarkasti ja yhdenmukaisesti eri mittauksista. [29, 31.]

Tutkijat ovat ehdottaneet erilaisia malleja ajallisten tapahtumien määrittämiseksi. Osa niistä perustuu erilaisiin lisälaitteisiin, kuten kiihtyvyyssantureihin osa taas nivelten koordinaattitiedoista saataviin etäisyyksiin, nopeuksiin ja kiihtyvyyksiin. Koordinaattipohjaiset eli laskennalliset menetelmät ovat osoittautuneet hyväksyttävän tarkoin, mutta niissä ilmenee ongelmia, kun yksilön askellus poikkeaa normaalista. [31; 72; 77.]

Normaalikävelyssä massakeskipisteen heilunta muistuttaa siniaaltomaista harmonista huojuntaa. Luonteva tapa ennustaa IC ajoitus on arvioida tästä huojunnasta aallon pohja. TO ennakoiti ei tällä menetelmällä kuitenkaan onnistu. [72.]

Zeni et al. ovat ehdottaneet kahta yksinkertaista koordinaattipohjaista algoritmia, joiden avulla pystytään erottamaan kriittiset askellustapahtumat kävelystä niin kävelymatolla kuin tasaisella alustallakin. Ensimmäinen malli perustuu selän alaosaan sijaitsevan ristiluun, nilkan ja varpaiden etäisyyksien mittaamiseen. Siinä IC on määritelty hetkestä, jolloin ristiluun ja etummaisen jalan nilkkanivelen sagittaalitasoon etäisyys on maksimissa. TO puolestaan arvioidaan ristiluun ja takimmaisen jalan varpaan maksimietäisyydestä. Takimmaisen jalan mittaus on liitetty varpasiin, koska kanta alkaa nousta alustasta jo ennen heilahdusvaiheen alkua. [31.] Mallin tarkkuuteen tutustutaan tarkemmin luvussa 5.3.

Toinen Zeni et al. ehdottama malli pohjautuu nilkkanivelen sagittaalitasoon nopeuden muutoksiin. Kävelymatolla jalka liikkuu taaksepäin alustakontaktin aikana. Koordinaatissa tämä voidaan tulkita etenemissuuntaan nähden negatiiviseksi nopeudeksi. Niinpä

IC määritellään hetkestä, jolloin nilkkanivel alkaa liikkumaan taaksepäin. TO määritellään hetkestä, jolloin nivelpisteen nopeus muuttuu negatiivisesta positiiviseksi. [31.]

Ensimmäinen näistä algoritmeista on muokattavissa myös tasamaakävelyyn. Tässä variaatiossa ristiselän pisteen x-koordinaatti vähennetään muista nivelpisteistä jokaista kuvaa varten. Näin pisteet saadaan liikkumaan suhteessa kiinteään pisteeseen ikään kuin kohde kävelisi paikallaan, liikuttaen jalkojaan dynaamisella alustalla. [31.]

Erilaiset askellustyyliä ja patologiat vaikuttavat olennaisesti syklien arviointiin. Siksi onkin olennaista tietää, minkälaista askellusta ollaan mittaamassa, koska yksi ja sama algoritmi ei välttämättä pysty luotettavasti jaksottamaan askellusta. Esimerkiksi aivoinfarktipotilailla heilahdusvaiheen aikana jalka ei nouse riittävän korkealle maasta, jolloin kiihtyvyyteen tai nivelkulmiin perustuva mittaus ei ole hyvä tapa määrittää kontaktivaiheen alkua. [31.]

Arvioivat mallit ovat myös riippuvaisia siitä, millaisella laitteella koordinaattitietoja tuotetaan. Osis et al. ovat rakentaneet PCA-mallin, jossa nivelten sagittaalitasoon kulmakiihtyvyyksistä pystytään ennustamaan tukivaiheen alku ja loppu niin kävelyssä kuin erilaisissa juoksuaskelluksissa. Malli ennustaa tapahtumat  $\pm 20$  ms tarkkuudella 95 prosentissa tapauksista. Vastaaviin ennustustarkkuuksiin on päästy myös perinteisten laskennallisten menetelmin, mutta tämän mallin etu on, että se toimii sekä kävely, että juoksuaskeleelle ja sitä voidaan hyödyntää kaikissa nivelkulmia mittaavassa laitteistossa. [78.]

Askellusepäsyyntien arviointiin käytetään usein yleisiä kinemaattista ja spatio-temporaalista arvoja kuten askelpituutta ja -kestoa. Näitä tietoja hyödyntäen on pystytty rakentamaan mittareita kuten Symmetry Ratio ja Symmetry Index. Tällaisilla yleisistä askeltiedoista johteluilla arviointimenetelmillä voidaan kerätä tietoa epäsymmetrian määrästä, mutta ei päästä tarkastelemaan missä kohtaa askelsykliä epäsymmetrisyys tapahtuu. [79.]

Tämän ongelman kiertämiseksi on ehdotettu useita erilaisia ajallisia malleja. Niissä nivelleille luodaan nivelkulmaa ja kulmanopeutta kuvaavat diagrammit. Askelepäsymmetrioita voidaan arvioida vertaamalla valitun nivelen vasemman ja oikean puolen vastaavia käyriä. Eri mallit sopivat erilaisiin käyttötarkoituksiin, eri laitteille, erilaisille potilaille ja erilaisille datamäärille. Näitä malleja on vertailtu paljon ja lopputulema on, että jokaisessa

niistä on tiettyjä ominaisuuksia jotka pystyvät kuvaamaan tietynlaisia epäsymmetrioita, mutta mikään niistä ei sovellu kaikki käyttötarkoituksiin. [4, 79.]

#### 4.4.2 Ajallinen tasaus

Ennen kuin syklistä dataa päästään vertailemaan, joudutaan data tasaamaan ajallisesti yhteen. Askelsyklin havainnollistamista varten olemassa useita erilaisia menetelmiä, joista biomekaaniseen ja kliiniseen käyttöön on vakiintunut tapa esittää askelsykli prosentteina (0-100 %). Perinteinen menetelmä datan normalisointiin on pakata tai venyttää jokaisen mitatun syklin aika-akseli, niin että lopulta jokainen sykli on saman mittainen visuaalista esitystä varten. Menetelmästä käytetään nimeä Linear Length Normalization (LLN). Haittana tässä menetelmässä on, että yksittäiseen sykliin verrattuna normalisoidun syklin nivelkulmien käyrien huiput ja pohjat ovat leveämpiä ja tasapäisempiä. Toinen yleinen menetelmä, DTW (Dynamic Time Warping) pyrkii säilyttämään käyrien intensiteetin. Tässä menetelmässä kuitenkin ongelmana on, että jos datassa on syklien välillä suuria systemaattisia eroja, kärsii ajallisen skaalauksen tarkkuus. [80.]

Ratkaisuna on tarjottu segmentointimallia, jossa jokainen askelsykli jaetaan pienempiin jaksoihin. Kohdepisteet (Point of Interest, POI) voidaan määrittää esimerkiksi kinemaattisesti merkittävien tapahtumien yhteyteen, kuten fleksion huippukohtiin tai alkukontaktiin ja varvastyöntöön. Seurattavana oleva liikerata voidaan tasata ajallisesti näiden kohdepisteiden mukaan. [80.]

Helwig et al. vertailivat askelsyklin erilaisia ajallisia tasausmenetelmiä ja totesivat, että eri menetelmät voivat tuottaa hyvinkin erilaisia tuloksia, jotka saattavat potentiaalisesti tuottaa erilaisia tulkintoja datasta. He osoittivat myös, että kinemaattisiin kohdepisteisiin sidotut tasausmenetelmät (PLNN, PDTW) suoriutuvat tavanomaisissa biomekaanisissa ja kliinisissä sovelluksissa paremmin kuin perinteiset (LNN, DTW), koska pystyvät ylläpitämään sekä liikeradan intensiteetin että ajalliset erot läpi koko askelsyklin. Yksittäisen nivelen lentorataan merkatut tapahtumat pystyvät myös tuomaan esiin tarkasteltavasta ilmiöstä yksityiskohtaisempia määrittelyjä ja luonnehdintoja. [80.]

Tyypillisesti datan tulkitsija valitsee itse kohdepisteet ennen ajallista tasausta. Segmentointia varten datalle ominaiset kohdepisteet voidaan erotella myös pääkomponentti-analyysin avulla. Tämä parantaa datan luonteenpiirteiden esittämistä. Itse

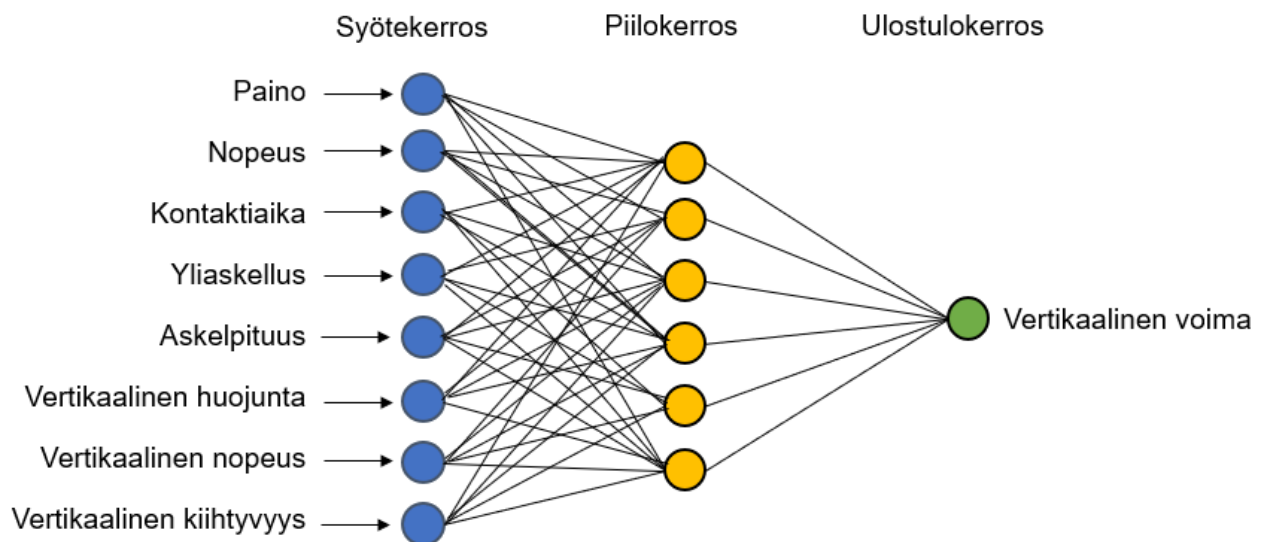
normalisointiin voidaan hyödyntää tässä luvussa kuvattuja kohdepisteet huomioivia menetelmiä. Lopuksi data voidaan luokitella. [15, 65.]

#### 4.4.3 Luokittelu ja ennustaminen

Koneoppivien mallien on todettu löytävän biomekaanisesta datasta monimutkaisia yhteyksiä. Koneoppivat mallit perustuvat joko ohjattuun oppimiseen (Supervised Learning) tai ohjaamattomaan oppimiseen (Unsupervised Learning). Molempia on pyritty hyödyntämään askellusanalyseissa. [15.]

Ohjattuun oppimiseen tarvitaan syötteitä (input) ja ulostulo(ja) (output). Menetelmässä muodostetaan opetusaineiston perusteella algoritmi, joka kartoittaa mallin syötteestä tulokseen. Tarkoituksena on kartoittaa malli niin hyvin, että se osaa ennustaa oikean luokan uusille, ennalta näkemättömille syötteille. Ohjatun oppimisen avulla voidaan muodostaa luokkia ja regressiomalleja. [15.]

Ohjaamattomassa oppimisessä puolestaan ei tarvita valmiita tuloluokkia, vaan ne muodostetaan etsimällä ryhmiä, joissa ominaispiirteet ovat yhdenmukaisempia, kuin muissa ryhmissä. Malleja kutsutaan ohjaamattomiksi, koska niissä kone ei etsi käyttäjän määrittämiä vastauksia, vaan pyrkii jäsentelemään dataa mielenkiintoisiin rakenteisiin. Mallit muodostavat datasta erilaisia klustereita ja assosiaatioita. [15.]



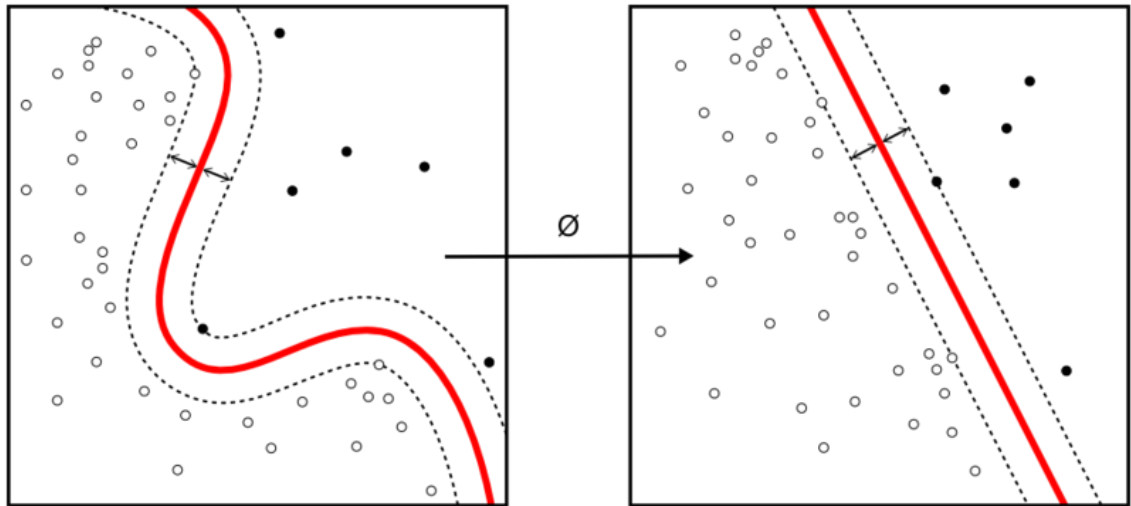
Kuva 6. Kolmen kerroksen ohjatun oppimisen neuroverkkomalli, jolla ennustetaan vertikaalista huippuvoimaa [49]. Syötekerroksessa (sininen) ja ulostulokerroksessa (vihreä) arvot ovat mitattuja. Koneen tehtävä on optimoida piilokerroksen (keltainen) painokertoimet.

Luvussa 3.3.4 viitattiin alustareaktivoimien ennustamiseen kinemaattisin keinoin ja todettiin, että tämä monipuolistaa liikeanalyysien käyttöympäristöjä. Neuroverkkolaskenta (Artificial Neural Network, ANN) pystyy hyvin yhdistelemään epälineaaristen muuttujien tietoja. Kuvassa 6 on esitelty voimia ennustava regressiomalli, jonka rakentaminen etenee seuraavin vaihein. Ensin kerätään riittävä määrä (satoja askelia) synkronoituja spatio-temporaalisia, kinemaattisia ja kineettisiä tietoja ja ne yhdistetään koehenkilöstä mitattuun massaan. Sitten mitatut voimat asetetaan verkolle ulostuloksi (vihreä) ja kaikki muut tiedot syötteiksi (siniset). Tämän jälkeen laitetaan kone optimoimaan mallia, joka ennustaa syötekerroksen muuttujien pohjalta sopivat painokertoimet piilokerroksen neuroneille (keltaiset). Niemelä et al. rakensivat kuvan 6 mukaisen mallin, jonka avulla tutkimusryhmä pystyi ennustamaan juoksuaskeleen voimapiikkiä 0,1 kehonpainon keskivirheellä [49]. Alustareaktivoimia ennustavilla malleilla on pyritty myös erottelemaan Parkinsonin tautia sairastavat terveestä ikäryhmästä [16]. Ennustavista malleista on hyötyä niin tasamaalla kuin juoksumatollakin.

Figueiredo et al. vertailivat erilaisten koneoppivien mallien suoriutumista ominaispiirteiden löytämiseksi ja luokittelemiseksi. Tuloksena tutkimusryhmä totesi, että tehokkaimpia menetelmiä askeldatan ominaispiirteiden määrittämiseen ovat PCA ja geneettinen algoritmi (Genetic Algorithm, GA). Nämä mallit löytävät datasta hyvin olennaiset ominaispiirteet, koska pystyvät pelkistämään avaruudellisia tasoja ja prosessoimaan hyvin epälineaarista dataa. Tutkimusryhmä totesi myös, että hyvinä menetelminä luokitteluun toimivat tukivektorikoneet (Support Vector Machines, SVMs), koska ne pystyvät suureen luokittelutarkkuuteen ja tuottavat kelvollisia yleistyksiä uusille ennen näkemättömille tapauksille. [75.] Tukivektorikoneiden etuna on, että ne eivät ole kovin herkkiä ylioppimiselle (Overfitting). Ylioppiminen tarkoittaa sitä, että malli optimoituu liian hyvin opetusdataan, jolloin se ei ole käyttökelpoinen uusille ennen näkemättömille syötteille.

Keräämällä riittävä määrä kinemaattista ja kineettistä dataa on mahdollista rakentaa erilaisia vertailuryhmiä. Tällä tavoin juoksuaskelluksen mekaniikkaa ja taloudellisuutta voidaan verrata visuaalisesti ja objektiivisesti esimerkiksi kilpailunopeuden, iän, sukupuolen ja mahdollisen vammahistorian mukaan. Yksilölle dataan perustuva vertailu ja seuranta on juoksutekniikan kehittymisen kannalta havainnollistavaa ja palkitsevaa. [15, 65.]





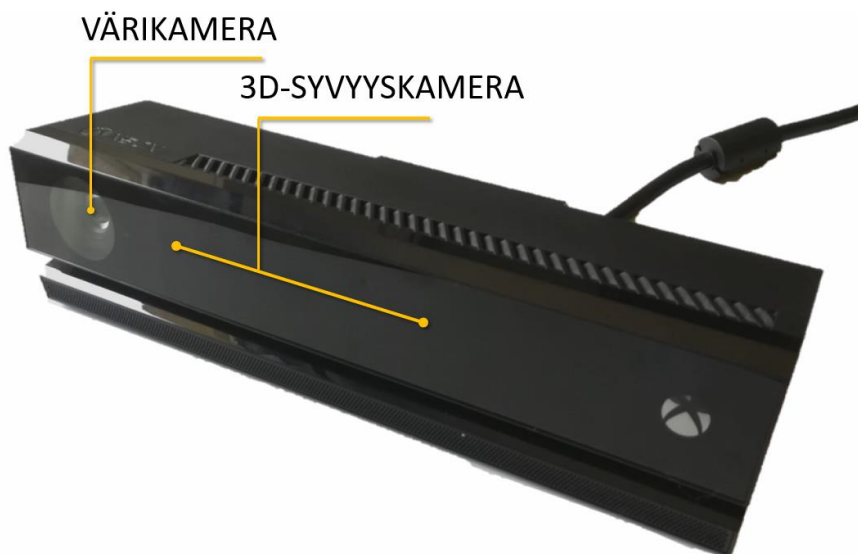
Kuva 7. Tukivektorkone sovittaa kahden näyteluokan väliin hypertason. Tason molemmin puolin asetetaan marginaalit, joita kutsutaan tukivektoreiksi. Tukivektoreiden etäisyydet hypertasosta pyritään maksimoimaan. Malli kääntää epälineaarisen datan lineaariseksi luokitteluksi.

Kinemaattisten ominaispiirteiden avulla on pyritty löytämään rasitusvammojen sisäisiä alaluokkia. Watari et al. tutkivat hoidon vaikuttavuutta juoksijan polveen (patella-femoraalinen oireyhtymä) ja onnistuivat muodostamaan erilaisia alaryhmiä perustuen hoitovasteeseen. Kinemaattisesti yhdenmukaiset ryhmät löydettiin PCA- ja SVM-mallien avulla. Valmiita luokitteluja ei ollut. Juoksijan polvi on yleisin juoksun aiheuttama rasitusvamma ja siitä kärsivistä potilaista 15-40 %:a ei kuntoudu toivotulla tavalla. Juoksijan polvi on yhdistetty myös nivelrikon kehittymiseen. Kinemaattisen analyysin avulla on mahdollista arvioida potilaan liikemalleja, ymmärtää potilaan kuvaamaa vaivaa paremmin ja optimoida yksilöllisempiä, vasteeltaan vaikuttavampia hoitostrategioita. Ryhmäta-solla interventioiden vaikuttavuuden mittaaminen on arvokasta menetelmien kehittämisen kannalta. [15, 66.]

## 5 Kinect

Microsoft Kinect (Microsoft, Redmond, Yhdysvallat) on alun perin Xbox360-pelikonsolille kehitetty liikesensori, joka pystyy kaappaamaan kehon ja käden liikkeitä ilman erillisiä heijastinmarkkereita. Laitteen myynti aloitettiin lokakuussa vuonna 2010, ja se maksoi julkaisun aikaan alle 200 dollaria. Ominaisuuksiltaan vastaavien laitteiden hinnat olivat useampia tuhansia euroja. Hakkerit innostuivat sensorista ja seuraavana vuonna Microsoft julkaisikin laitteelle avoimen sovelluskehitysalustan (SDK). [20.]

Vuonna 2014 Microsoft julkaisi laitteesta uuden version Kinect v2, jossa on suurempiresoluutioinen värikamera (RGB) sekä tarkempi ja toimintaperiaatteeltaan kehittyneempi syvyys sensori. Jatkossa tässä insinöörityössä puhuttaessa Kinectistä tarkoitetaan versiota 2. Microsoft lopetti laitteen valmistuksen syksyllä 2017 keskittäessään toimintoja enemmän uusiin teknologioihin kuten HoloLensiin. Toukokuussa 2018 Microsoft julkaisi tiedon uudesta Kinect for Azure -laitteesta. Tulevaisuudessa Kinect tulee säilymään kehittäjien ja tutkijoiden käytössä varsin hyvänä työkaluna. [20, 82.]



Kuva 8. Kinect Xbox One

Laitetta hyödyntäen on rakennettu suuri kirjo erilaisia hyvinvointi- ja terveysteknologiaan liittyviä sovelluksia niin kliiniseen arviointiin kuin biomekaaniseen tutkimuskäyttöön. Sovellukset liittyvät kävelyn analysointiin [72], porraskävelyyn [83], juoksuun [65], kuntoutuskäyttöön [68], tasapainotesteihin [84] sekä ryhdin ja rakenteellisten selkäongelmien automaattiseen diagnosointiin [85].

Taulukko 3. Kinectin ominaisuudet. [20]

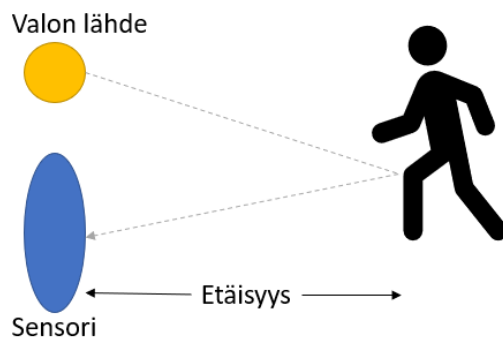
Ominaisuus	Arvo
RGB-kamera	1920 x 1080 x 16-bittinen 16:9 @ 30 Hz
Syvyyskamera	512 x 424 x 16-bittinen ToF -sensori
Käyttöalue	500 mm - 8000 mm Laatu heikkenee 4500 mm jälkeen
Linssin kulma	70° vaakataso – 60° pystytaso
Nivelpisteet	25 nivelen seuranta
Skeletonit	6 yhtäaikaista
Vertikaalinen säätö	Manualinen, $\pm 27$ astetta
Viive	~50ms
Liitäntä	USB 3.0

Yksi sensorin kiinnostavista ominaisuuksista on, että se tunnistaa automaattisesti ihmisen kehon osat ja siirtää liikkeen luurankomalliin [28]. Kinectin toiminta mittausvälineenä on kuitenkin puutteellista, sillä se tunnistaa kehonosat vain silloin, kun ihminen seisoo kasvot tai selkä kohti kameraa. Sivusta yksittäinen sensorin ei tunnista pimentoon jääviä ruumiinosia. Liikkeen mittaaminen onnistuu siis ainoastaan rajatulla etäisyydellä kamerasta ja tietyistä kulmista. Rajoitteiden kiertämiseen on tehty ehdotelmia yhdistämällä syvyystietoja useammasta kamerasta. [86.]

### 5.1 Sensorin toiminta

Microsoftin tarjoamalla Kinect v2 -kehitysalustalla on pääsy monenlaisiin datavirtoihin. Liikemittauksen kannalta tärkeimpiä näistä ovat väri-, syvyys- ja skeletonvirrat. Näitä virtoja voidaan hyödyntää esimerkiksi usean sensorin kalibrointiin. RGB- ja syvyysensoreiden tuottama datamäärä täyttää käytännössä koko USB 3.0 -ohjaimen kaistan. Tämä asettaa arkkitehtuurisia haasteita usean sensorin käyttöön. Arkkitehtuurisilla haasteilla

tarkoitetaan usean tietokoneen yhdistämistä, tietoliikenneprotokollia, koneiden kellojen synkronointia ja kameroiden kalibroitua. [86.]



Kuva 9. Valon lentoajan (ToF) periaate

Kinectin v2 -etäisyysmittaus perustuu valon lentoaikaan (ToF, Time-of-Flight). Laitteessa on lähi-infrapuna-tykky, joka säteilee ympäristöön aallonpituudeltaan n. 850 nm valoa. Sensori mittaa sitä, kauanko infrapunavalolla (IR) kestää lentää kohteeseen ja tulla takaisin. Mittaus tapahtuu pikosekuntien tarkkuudella. Tieto tallennetaan matriisiin, jonka koko vastaa syvyysensorin resoluutiota. Jokaista näitä (512 x 424) syvyyspistettä varten laite arvioi etäisyyden kohteeseen ja rakentaa ympäristöä simuloivan pistepilven. Pistepilvi voidaan värittää RGB-kameran tietojen pohjalta. Kinect v2 IR -sensorin vastaanottamaa kuvaa voidaan hyödyntää myös heijastinmarkkereiden käyttöön. [20, 87.]

Kinect on kalibroitu mittaamaan etäisyyttä 500-8000 mm matkalta. IR-linssin polttoväli tuottaa 60 asteen vertikaalisen ja 70 asteen horisontaalisen näkökentän. Laitteen ollessa vaakatasossa täysikasvuisen henkilön tulee seisoa noin 2500 mm etäisyydellä täyden skeletonin rekisteröimistä varten. Koska näkökenttä on leveämpi kuin korkeampi, voi pienessä tilassa olla hyötyä siitä, että sensori käännetään pystyasentoon. Tällöin voidaan saavuttaa lyhyempi (~2000 mm) etäisyys täyden skeletonin seuraamiseen. Tätä ominaisuutta voidaan hyödyntää hyvin esimerkiksi juoksumatolla mittausta tehdessä, jolloin henkilön sivuttaissuuntainen liikehdintä on verrattain pientä. [20, 85.]

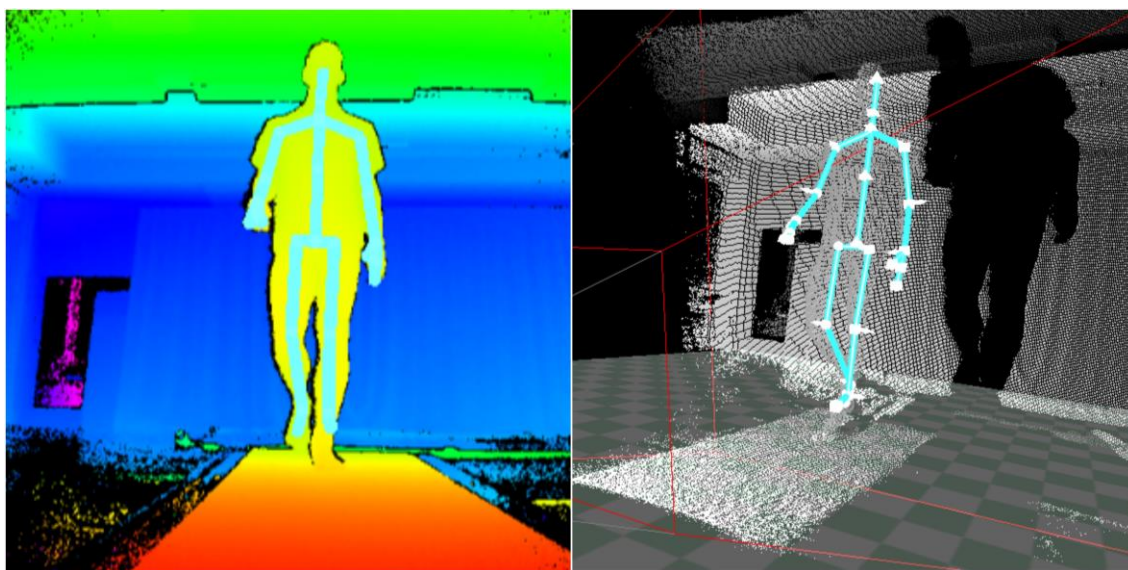
## 5.2 Käyttö ja rajoitteet

Microsoft SDK 2.0 skeletonmalli tarvitsee dataa sekä RGB että IR-sensorilta [69]. Kinectiä hyödyntäen on kehitetty useita eri algoritmeihin perustuvia askelanalyysijä. Osa

niistä perustuu luurankomallin hyödyntämiseen, osa taas syvyyskameran tiedoista rakennettuihin pistepilviin [86]. Jälkimmäinen vaihtoehto vaatii nivelpisteiden uuden määrittämisen. [65, 83.]

Koska kyseessä on kamera, aiheuttavat sen linssit kuvaan vääristymiä. Tätä on pyritty korjaamaan, ja ehdotetun mallin perusteella RGB-D-kuvan tarkkuus on saatu paranemaan. [88.] Tarkempaa tutkimusta siitä, parantavatko nämä vääristymien korjaukset liikerakenteen tarkkuutta, ei ole työn kirjoitushetkellä saatavilla.

Kinectin syvyyskamerakuvaa voidaan esittää usealla eri tavalla. Väri ja infrapunakameran tuottamaa segmentointia voidaan visualisoida sekä 2D- että 3D-muodossa (Kuva 10). Kinectin omaan syvyysmittausalgoritmiin on tehty vaihtoehtoinen ehdotelma, joka erottelee kohteen paremmin taustasta ja jonka laskenta on myös 40 % taloudellisempaa. [89]



Kuva 10. Kinect v2 skeleton datavirta 2d- ja 3d-kuvina edestäpäin kuvattuna kävelytallolla.

Kinectillä, kuten muillakin kuluttajakäyttöön suunnatuilla syvyysmittauskameroilla on rajallinen ajallinen resoluutio eli matala näytteenottotaajuus. Tämä vähentää mittausten tarkkuutta ja luotettavuutta etenkin nopeatempoisten ja odottamattomien liikerakenteiden seuraamisessa. Näiden rajoitteiden kiertämiseen on ehdotettu ratkaisua, jossa sensorilta kerätään ToF-raakadataa jopa 300 Hz:n taajuudella. [90.]

### 5.3 Luotettavuus askellusanalyyseihin

Kinectin hyödyntämistä askellusanalyyseihin on tutkittu paljon, mutta luotettavien kau-pallisten versioiden kehittäminen on haastavaa. Yksi haasteista on, että Kinectin mit-taustarkkuus vaihtelee huomattavasti sensorin asennon ja mittausmenetelmän myötä. [28, 86.]

Springer & Seligmann ovat tarkastelleet 12 eri artikkelin pohjalta Kinect v2 -luotettavuutta askellusanalyyseissa. Vertailukohtana kaikissa testeissä on käytetty standardina pidet-tävää Vicon 3D-järjestelmää. Tutkimuksen perusteella todettiin, että kinemaattisten muuttujien kaappauksessa Kinectin oma liikeseuranta ei yllä Viconin tasolle. Sen sijaan Kinect näyttää lupaavalta työkalulta spatio-temporalisten parametrien mittaamiseen, etenkin kävelynopeuden ja askelajan osalta. [69.]

Suurena haasteena kävelyanalyysin rakentamisessa Kinectillä on jalan ja alustan erot-taminen toisistaan. Askellusanalyysien tarkkuus perustuu askelluksen vaiheiden havait-semiseen syvyyskuvien perusteella. Tätä ongelmaa on pyritty kiertämään esimerkiksi laskemalla syklin kestoa hetkistä, jolloin polvinivelet ovat maksimietäisyydellä toisistaan. [91.]

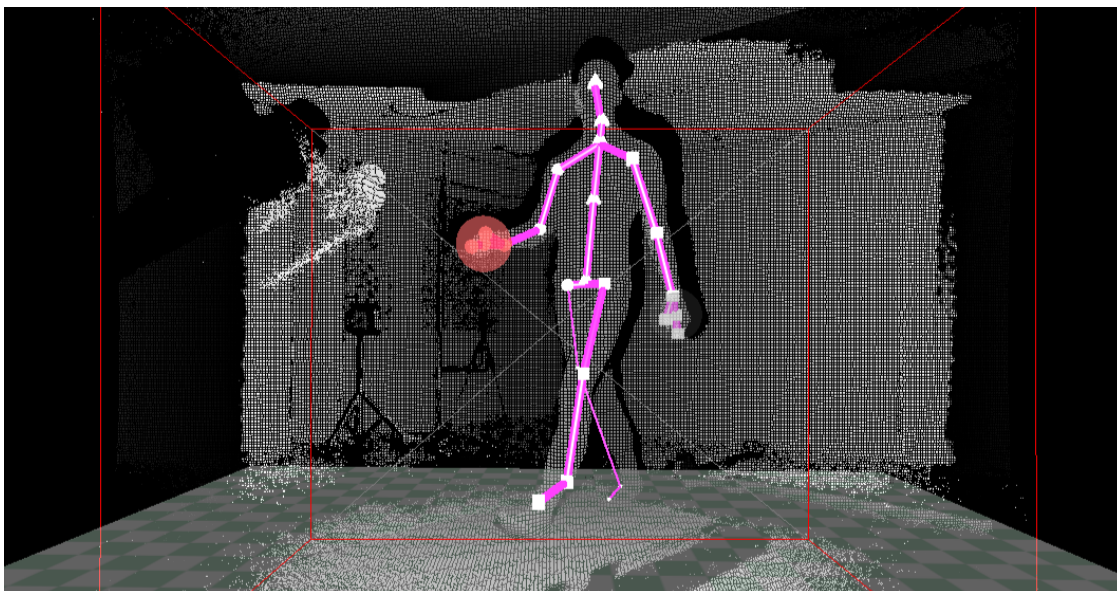
Mittaustarkkuus vaihtelee huomattavasti sensorin asennon myötä, joten oikean asetel-man löytäminen on tärkeää. Sivusta kuvattuna (kuva 9) jäävät raajat helposti toistensa taakse [86]. Pfister et al. käyttivät Kinectiä 45 asteen kulmassa kävelymattoja kohden. Heidän tulostensa mukaan tästä kulmasta Kinect aliarvioi nivelten koukistusta ja yliarvioi ojennusta [92]. Kävelymatolla Kinectin on todettu mittaavan edestä tallennettuna hyväk-syttävästi lonkka- ja polvinivelen kulmia, mutta nilkkanivelen mittaus tästä suunnasta on epätarkkaa verrattuna markkeripohjaisen laitteistoon. Samassa kokeessa todettiin, että Kinect aliarvioi systemaattisesti askelpituutta ja leveyttä. [93.]

Monessa kävelymatossa on turvallisuussyistä etupuolella kaiteet ja ohjauspaneeli. Nämä kuitenkin haittaavat näkyvyyttä sensorin ja mitattavan henkilön välillä. Suoraan edestä mittaavana Kinectin käyttöympäristöt ovat siis rajoitteisia. Tosin, taakse asetel-tuna Kinectin on todettu mittaavan samalla luotettavuustasolla kuin edestä. [91.]

Mattokäyttöön suunnitellussa kaupallisessa sovelluksessa on kokeiltu myös mittausta kahdella edestä 45 asteen kulmassa mittaavalla kameralla. Tällaisessa asetelmassa



mittaus perustuu pistepilveen ja siihen, että kehittäjät ovat rakentaneet oman koodin nivelpisteiden paikantamista ja seuranta varten. Tällä menetelmällä on liikeseuranta saatu hyväksyttävälle tasolle markkeripohjaiseen laitteistoon verrattuna. [65.]



Kuva 11. Sivustasta kuvattuna taakse jäävän raajan nivelpisteet peittyvät. Kinect Studio 2.0 havainnollistaa kadotettuja nivelpisteitä ohentamalla pisteiden välisiä viivoja.

Kliinisissä arvioinneissa mittaus tapahtuu kuitenkin usein tasaisella alustalla, ei kävelymatolla. Dolatabadi et al. ovat todenneet, että Kinect mittaa tasamaalla kävellessä hyväksyttävän tarkasti tukivaiheen kestoja, syklin kestoja, askelpituutta ja kävelynopeutta [94]. Muissa tutkimuksissa on todettu, että käyttäen vain yhtä sensoria on Kinectin spatio-temporaalisten parametrien mittaus vain osittain luotettavaa. [69] Müller et al. toteavatkin, että Kinect pohjaisten askelanalyysien tarkkuutta voidaan lisätä käyttämällä kahdelle puolelle asetettuja kameroita [86].

Geerse et al. rakensivat neljästä jonoan asetellusta Kinect v2 -kamerasta 10 metriä pitkän mittausjärjestelmän, jonka he totesivat mittaavan kliinisesti hyväksyttävästi spatio-temporaalisia arvoja tasamaalla terveiltä koehenkilöiltä. Useasta kamerasta koostettu laitteistokin yliarvioi askelleveyden. [77.] Kahden tai useamman sensorin käyttö aiheuttaa datan keruun kannalta arkkitehtonisia haasteita. Sen lisäksi, kun useampi laite lähettää saman taajuista infrapunavaloa, aiheutuu siitä helposti päällekkäisiä heijastuksia ja ylivalottumista, jotka heikentävät signaalia. Ongelmaan on pyritty kuitenkin kehittämään ratkaisuja, jotka kiertävät nämä rajoitteet. [95.]

Palaten yhden sensorin toimintaan, Tanaka et al. pyrkivät rakentamaan kinemaattisia aikasarjatietoa tasaisella alustalla kävellessä. Tuloksena todettiin, että Kinect v2 mittaa sagittaalitasolla polven ja lonkan kulmaa hyväksyttävän tarkasti tasamaakävelyssä normaalisti askeltavilta [96]. Tasamaalla Kinectin on todettu kykenevän mittaamaan myös Parkinson-potilaiden askellusta luotettavasti ja sen avulla on pystytty erottamaan Parkinson-kävelylle tyypillisiä kinemaattisia ja ajallisia parametreja iäkkäiden henkilöiden askelluksesta. [97]

Sensorin syvyysmittausta on pyritty hyödyntämään myös porraskävelyssä, mitä on hankala toteuttaa laboratoriolaitteilla. Ogawa et al. ovat ehdottaneet mallia polven nivelkulmamittauksiin. Tutkimusryhmä asetti sensorin kuudesta askelmasta koostuvan portaikon yläpäätyyn. Yhteenvetona todettiin, että tähän tarkoitukseen tutkimusryhmän kehittämä syvyysmittaukseen perustuva malli on tarkempi kuin (Kinect v2) skeletonmalli ja tuloksia on mahdollista soveltaa esimerkiksi aikaisen vaiheen tuki- ja liikuntaelinsairauksien havaitsemiseen. [83.]

Kinemaattinen vertailu eri laitteistojen välillä on haastavaa, sillä eroja saattaa syntyä jo eri tavoin määritetyistä nivelpisteistä. SDK 2.0 skeletonin nivelpisteiden tarkat määritelmät eivät ole tiedossa. [77.] Paavo Vartiainen toteaa väitöstyössään, että Kinect v2 arvioi nivelpisteen kehon ulkomitoista. Hän toteaa myös, että Kinect ei sovellu lihavuustutkimuksiin, koska nivelpisteiden arviointi saattaa heikentyä, kuten väliä vaatteita käytettäessä. [28.]

Toisaalta pistepilveen perustuvat syvyysmittaukset antavat mahdollisuuden määrittää segmenttien massaa. Yleensä biomekaanisissa malleissa nivelpisteet määritetään markkereiden mukaan ja massakeskipiste arvioidaan näiden nivelpisteiden väliselle akselille. Tällöin huomiotta jäävät pehmytkudosten muoto ja tilavuus. Pistepilven avulla nivelpisteiden määrittämiseen voidaan hyödyntää massan jakautumista ja massakeskipisteen sijaintia. Tämä tarkentaa laskentaa etenkin käänteisessä dynamiikassa. [65, 74.]

Luvussa 4.4.1 todettiin askelluksen automaattisten vaiheiden tunnistamisen olevan edellytys luotettavan askellusanalyysin rakentamiselle. Kinectin kohdalla haasteena tapahtumien tarkkaan määrittämiseen on laitteen ajallinen resoluutio. Myös nilkka- ja varvaspisteiden tunnistaminen aiheuttavat epätarkkuutta. [72.]



Zeni et al. esittelemää mallia onkin sovellettu Kinectille useissa eri kokeissa [16; 72; 77; 97]. Latorre et al. vertailivat tutkimuksessaan viittä eri mittausmenetelmää terveiden ja aivoinfarktipotilaiden askelluksesta tasamaalla (taulukko 4). He totesivat kaikissa menetelmissä olevan rajoitteita. Tulosten perusteella ristiluuhun tehtävän etäisyysvertailun huomattiin olevan tarkin tapa arvioida kahden jalan tukivaihetta ja heilahdusvaihetta molemmilla mittausryhmillä. Menetelmä, jolla mitataan nilkkojen ja varpaiden nopeutta on kaikkein luotettavin vaihtoehto kävelyn nopeuden, askelparin ja yksittäisten askelten ajalliseen mittaamiseen normaalisti askeltavilla. [72.]

Taulukko 4. Latorre et al. vertailemat erilaiset mittausmenetelmät. \*Kinectillä mittauksissa ristiluun sijasta käytetään skeletonmallin selkärangan pohjapistettä. [72]

Menetelmä	Mittauksen kuvaus
<b>Nilkan ja varpaiden korkeus</b>	Kantaisku määritellään hetkestä, jolloin nilkan korkeus on minimissä.
	Heilahduksen alku määritellään viimeisestä kuvasta, jossa varpaan korkeus on minimissä.
<b>Nilkan ja varpaiden nopeus</b>	Kantakosketus määritellään hetkestä, jolloin nilkan nopeus laskee alle 1 cm/s.
	Heilahduksen alku määritellään hetkestä, jolloin nilkan nopeus nousee yli 1 cm/s.
<b>Polvien etäisyys</b>	Kantaisku määritellään hetkestä, jolloin polvien etäisyys on suurimmillaan.
	Heilahduksen alun määrittäminen ei onnistu.
<b>Ristiluun etäisyys nilkkaan ja varpaaseen</b>	Kantakosketus määritellään hetkestä, jolloin ristiluun* ja edessä olevan jalan nilkanivelen etäisyys on maksimissa.
	Heilahduksen alku määritellään hetkestä, jolloin ristiluun* ja taakemman jalan varpaan etäisyys on maksimissa.
<b>Massakeskipisteen korkeus</b>	Kantakosketus määritellään massakeskipisteen minimin mukaan.
	Heilahduksen alun määrittäminen ei onnistu.

## 6 Tutkimuksen tarkoitus ja menetelmät

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli arvioida Kinect-pohjaisen prototyyppivaiheen as-  
kellussovelluksen luotettavuutta ja raportointiin liittyvien parametrien käyttökelpoisuutta.  
Sovelluksen kehitys oli vielä aikaisessa prototyyppivaiheessa, joten yksi tehtävä oli mää-  
rittää, millaisessa asetelmassa mittauksia kannatti suorittaa. Koejärjestelyjä kartoitta-  
essa tehtiin esimittauksia, joiden tarkoitus oli etsiä sensorille mahdollisimman tarkasti  
mittaavaa asentoa. Esimittaukset tehtiin systemaattisesti ja niiden pohjalta koostettiin  
myös tämän raportin tulokset.

Useampien esimittausten jälkeen päädyttiin seuraaviin tutkimuskysymyksiin:

- 1 Mittaako sovellus spatio-temporaalisia parametreja luotettavasti ja toistettavasti tasamaalla?
- 2 Mittaako sovellus spatio-temporaalisia parametreja luotettavasti ja toistettavasti kävelymatolla?
- 3 Ovatko sovelluksen raportoinnin parametrit käyttökelpoisia?

### 6.1 Tutkittavat ja koevalmistelut

Koehenkilönä mittauksissa oli perusterve mies, jolla ei ollut aiempaa historiaa tuki- ja  
liikuntaelinsairauksista. Mittaukset tehtiin Metropolia AMK:n liikelaboratoriossa, jossa oli  
mahdollista vakioda olosuhteita tämän tutkimuksen kannalta riittävällä tarkkuudella.

Koehenkilön vaatetuksessa vältettiin kirkkaita värejä ja heijastavia pintoja, päälle puettiin  
tummat, ihonmyötäiset vaatteet. Värikameran datavirran on todettu heikkenevän, hämä-  
rässä valaistuksessa [19]. Tätä varten koeasetelmaan lisättiin kattovalaistuksen lisäksi  
kaksi epäsuorasti valaisevaa valonheitintä.

## 6.2 Koeasetelma ja -menettely

Kävely suoritettiin paljain jaloin sekä matolla että lattialla. Koehenkilö totutteli kävelemään matolla tasaisella nopeudella ja rytmillä siten, että askellus tuntui luontevalta.

Kinect v2 kytkettiin USB 3.0 -kaapelilla kannettavaan tietokoneeseen (i5-6300HQ, 16 Gt DDR4, GTX 960M), jossa tiedot tallennettiin prototyyppivaiheen liikeanalyysisovellukseen (myöhemmin KS eli Kinect-sovellus). Kummassakin koeasetelmassa sensori asetettiin tukevan kolmijalan päälle, lattiantasoisest, suoraan kohti koehenkilöä.

Tasamaakävelyyn tarvittiin referenssilaitte askelpituuden ja -tiheyden vertailuun. Spatio-temporaalisia parametreja mittaava OptoGait (OptoGait, Microgate, Bolzano, Italia) on modulaarinen valokennojärjestelmä, joka koostuu metrin mittaisista palkeista. Kussakin palkissa on 96 infrapuna (890 nm) LEDiä, 1,041 cm välein, 3 mm:n korkeudessa alustasta. Laitteen mittaus perustuu vastakkain aseteltuihin lähettäviin (TX, transmitting) ja vastaanottaviin (RX, receiving) palkkeihin 1000 Hz:n näytteenottotaajuudella. Kun koehenkilön jalka osuu palkkien väliin, katkeaa valon yhteys, minkä avulla voidaan laskea askellukseen liittyviä parametreja. OptoGait liitettiin USB-kaapelilla PC:hen, jossa oli OptoGaitin oma ohjelmisto (Versio 1.12). [56, 98.]

Gomez et al. ovat tutkineet OptoGaitin luotettavuutta 126 henkilöllä keräten tietoa kaikista laitteiston 19 tasamaakävelyaskellukseen liittyvästä parametrasta. Heidän tulostensa mukaan laitteisto mittaa näistä 17:ää luotettavasti ja toistettavasti. Vain kaksi muuttujista ei ole luotettavia: kiihtyvyys ja peräkkäisten askeleiden varianssi. [56.]

Kinectin ja OptoGaitin mittaukset perustuvat molemmat infrapunavaloon, mutta laitteiden lähettämän säteilyn kulkiessa eri aallonpituuksilla (890 nm vs. 850 nm), ei niiden yhtäaikaisesta käytöstä aiheutunut interferenssiä tai sensorien saturaatiota. Asia todennettiin käytännössä tarkastelemalla Kinect Studio 2.0:n infrapunavirtaa ja seisomalla valokennojen lähettävän palkin edessä havaitsematta ylimääristä hohtoa.

Kävely suoritettiin paljain jaloin minimoiden sekä jalkineiden kiiltävistä pinnoista aiheutuvat heijastukset että kengän pohjan muotoilun aiheuttamat epätoivotut yhteydet lähettävien ja vastaanottavien palkkien välillä. Mittausten tarkkuutta parantavana tekijänä voitiin nähdä myös se, että koehenkilön jalkojen ihonväri oli lähellä laboratorion sinertävän lattian RGB-mallin mukaista vastaväriä. Oikein valaistuna tämä tarjosi Kinectin RGB-

sensorille mahdollisimman suuren värikontrastin parantaen nilkan alapuolisen jalan erotuvuutta alustasta tasamaamittauksissa.

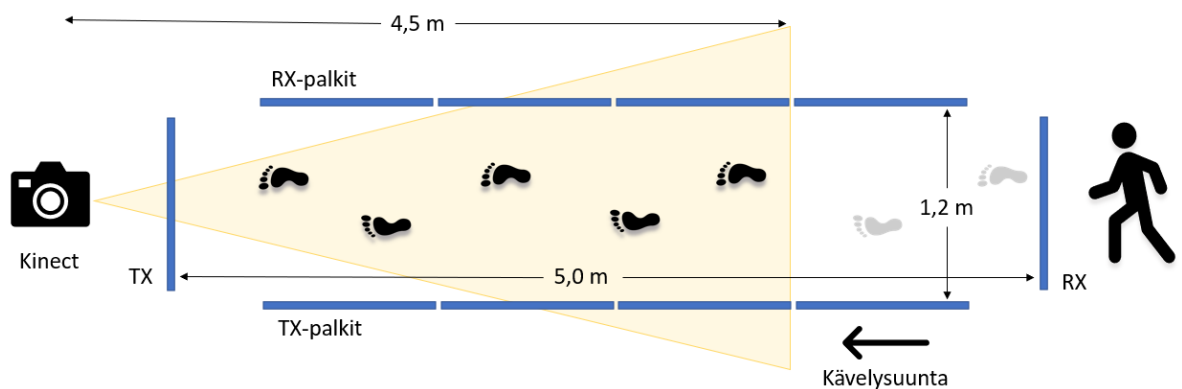
Liikeanalyysiohjelmistossa oli tasapainotesti, joka näytti reaaliajassa henkilön massakeskipisteen liikehdintää. Tasapainotestin ilmaantuessa ruudulle tiedettiin mittauksen rekisteröityvän. OptoGaitin kohdalla mittauksen tiedettiin alkavan ja päättyvän kilahdusmaisen äänipalautteen perusteella.

Seuraavissa luvuissa esitellään tarkemmat koejärjestelyt mittauksiin. Kumpaakin asetelmaa varten koe toistettiin kymmenen kertaa.

### 6.2.1 Tasamaalla

Tasamaalla käveltiin suoraan metronomin tahdissa kahden mittalaitteen yhtäaikaaisesti mitaten askeltiheyttä ja pituutta. OptoGaitista rakennettiin rata kuvan 10 mukaisesti. Radan molemmille sivuille asetettiin neljä palkkia 1,20 m:n etäisyydelle toisistaan. Radan päädyissä olevat palkit asetettiin 0,5 m päähän sivupalkeista. Mitta-alue oli siis yhteensä  $(4\text{ m} + 2 \times 0,5\text{ m})$  viisi metriä pitkä ja 1,2 metriä leveä.

Kuten luvussa 5.3 todettiin, sensorin asettelu on tärkeää mittauksen luotettavuuden kannalta. Kamera asetettiin radan päähän siten, että kävely tapahtui suoraan sitä kohti.



Kuva 12. Tasamaakävelyn testiasetus. Harmaat (kiihdyttävät) askeleet suodatettiin tuloksista.

Skeletonin rekisteröintiä varten henkilön tuli seisoa T-asennossa noin 3 sekunnin ajan. Etäisyys kameraan tuli luonnollisesti olla tällöin 2500-8000 mm:n välillä. Kinect mittaa

etäisyyttä tarkasti noin 4,5 metriin asti. Lattialla suoritettavassa mittauksessa kannatti sensori asettaa noin 0,8 m korkeuteen. [16, 97]

Ennen testejä OptoGaitin annettiin arvioida koehenkilön jalan pituus seisomalla yhdellä jalalla valopalkkien välissä. Mitattu pituus oli 26 LEDiä eli SI-järjestelmän mukaisesti n. 0,27 metriä ( $26 \times 1,041 \text{ cm} = 27,06 \text{ cm}$ ).

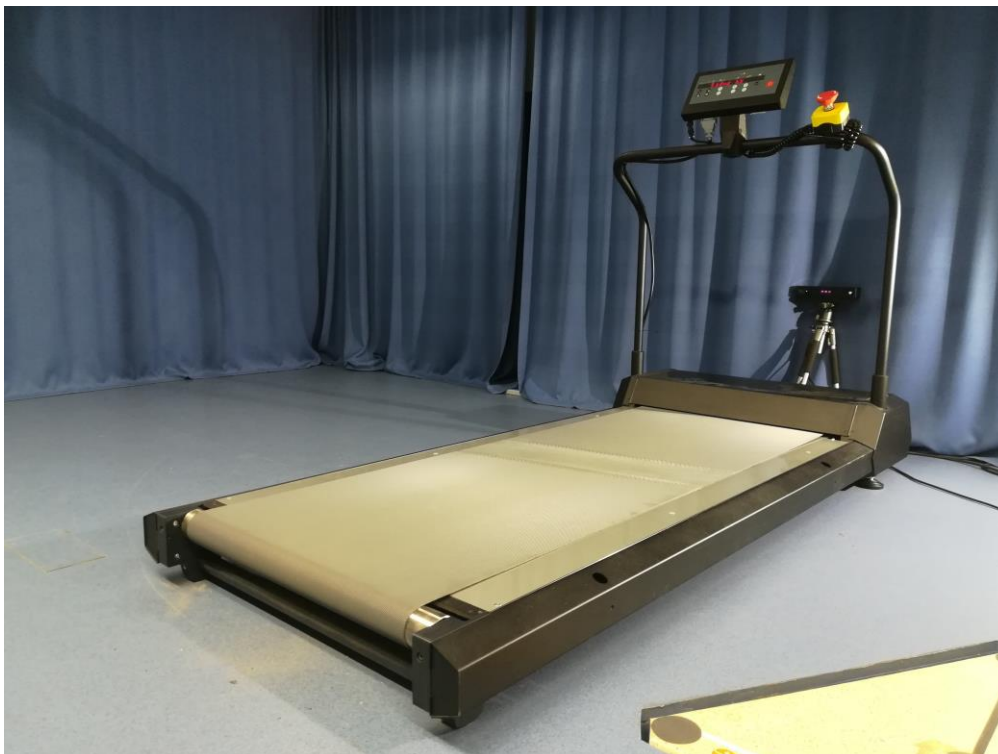
Tasaisella alustalla molempien laitteiden mittauksista kerättiin viisi yhtenevää askelta. Näin saatiin tallennettua vähintään kaksi askelparia, joista ohjelmat laskivat askeltiheydet molemmille jaloille erikseen. Mitatut askeleet alkoivat aina oikealla ja päättyivät oikealla jalalla. OptoGaitin mitta-alueella askelia tuli yhteensä 7, mutta näistä kaksi ensimmäistä suodatettiin pois, koska ne eivät olleet tasamittaisia eivätkä osuneet mittalaitteiden yhtenevälle mittausalueelle.

Ennen OptoGaitin mittakehään astumista koehenkilö askelsi paikallaan metronomin tahdissa kymmenen sekuntia tavoitellen haluttua tiheyttä (120 askelta / min) ja odotti Kinectin mittauksen käynnistymistä. OptoGaitin mittaus alkoi automaattisesti astuttaessa mitta-alueelle. Kinectin mittaus alkoi henkilön ollessa 4,5 metrin päässä kamerasta. Molempien laitteiden mittaukset päättyivät automaattisesti: Kinectin kohdalla, kun henkilö oli skeletonin täydellisen rekisteröitymisen kannalta liian lähellä kameraa, ja OptoGaitin kohdalla, kun henkilö astui ulos mittausalueelta.

Askelpituudet ja askeltiheydet laskettiin mittauksesta keskiarvoina. Kävelyn alku- ja loppupäästä Kinectin selvästi alimittaiset ( $< 0,5 \text{ m}$ ) askeleet poistettiin vertailusta.

### 6.2.2 Matolla

Matolla mitatessa sensori asetettiin kolmijalan päälle maton etupuolelle silmämääräisesti vaakatasoon ja mahdollisimman lähelle kehon pituussuuntaista keskipistettä linssivääristymien ehkäisemiseksi. Kinectin asettelu maton eteen aiheutti odotetusti haasteita, koska maton hallintapaneeli ja tukikaiteet estivät osan näkymästä. Heikko näkyvyys päähän ei haitannut alaraajojen skeleton-seurantaa. Kuvat 10 ja 13 havainnollistavat sensorin suuntausta, mutta mittausten aikana laite oli asetettu korkeammalle aiemmin mainituista syistä johtuen.



Kuva 13. Koeasetelma matolla. Punaiset pisteet kameran edessä ovat peräisin lähi-infrapunatykistä, joka toimii osittain näkyvän valon aallonpituuksilla.

Kuten luvussa 3 todettiin, koostuu kävelynopeus kahdesta komponentista, askeltiheydestä ja -pituudesta. Koska matolla kävellessä oli tarkoitus mitata askelpituuksia, pystytettiin kävelynopeus ( $1,3 \text{ m / s}$ ) ja kadenssi ( $120 \text{ askl. / min}$ ) vakioimalla tuottamaan keskimäärin  $0,65 \text{ m}$  pitkiä askeleita. Kävelymattoja (N-Mill, ForceLink, Culemborg, Alankomaat) käytettiin kaltevuustasolla nolla. Se kiihdytettiin nopeuteen  $1,3 \text{ m / s}$  ja koehenkilö askelsi kantaaskuina metronomin tahdissa. Kutakin mittausta varten matolla käveltiin minuutti, josta askelia mitattiin 30 sekunnin ajalta. Mitattavia askeleita tuli siis yhteensä 60 mittausta kohden. Matolla kävellessä olisi ollut mahdollisuus hyödyntää myös OptoGaitia askelparametrien arviointiin, mutta vakiointi metronomin ja maton nopeuden avulla päätettiin olevan riittävän tarkkaa keskiarvojen vertailuun.

Mattokävelyssä otettiin myös huomioon pienet erot verrattuna tasamaalla kävelyyn. Vähentynyt ilmanvastus tuskin muuttaa paljoa kävelyn kinematiikkaa, mutta koehenkilön tietoisuus maton lyhydestä saattaa lyhentää askelpituutta [14]. Tämä ongelma saatiin poistettua vakioimalla nopeus ja kadenssi. Toinen huomioon otettava asia liittyi muutokseen maton nopeudessa. Koehenkilön askelluksen aiheuttaman jarrutus- ja ponnistusvaiheen kiihdytys saattavat siirtää energiaa maton moottorille. Vaikutus voitiin minimoida käyttämällä riittävän suurta ja tehokkaalla moottorilla varustettua mattoa. [99.]

### 6.3 Analyysi

Vertailussa keskityttiin askelpituuksien, -tiheyden ja -keston absoluuttisten keskiarvojen eroihin. Laitteet tallensivat askeltiheyden molemmille jaloille erikseen. Nämä keskiarvotettiin. Askelpituudet olivat saatavilla molemmilta laitteilta yksittäisten askelten tarkkuudella. Askelpituudet keskiarvotettiin. Kinect-sovellusprototyypissä oli myös mitta-arvot askelleveydelle, askelkorkeudelle, jalan kulmalle ja jalan nopeudelle. Näiden vertailu jätettiin pois tuloksista, koska parametrien mittauserusteet tai raportointi eivät olleet yksiselitteisiä. Absoluuttinen ero =  $|\text{Referenssi} - \text{Kinect}|$ .

Jokaisen mittauksen jälkeen tulokset käytiin silmämääräisesti läpi ja haettiin poikkeavuuksia protokollasta. Yksi matolla tehdyistä mittauksista jouduttiin hylkäämään ja uusimaan, koska laitteisto ei rekisteröinyt skeletonia mittauksen valmistelun aikana.

Mittauksista tarkasteltiin virheiden systemaattisuutta ja satunnaisuutta. Systemaattisuudella tarkoitetaan johdonmukaista tiettyyn suuntaan poikkeavaa virhettä, joka johtuu yleensä valitusta protokollasta tai mittalaitteen kalibroinnista. Satunnaisvirheen havaitseminen ja arviointi on usein haastavampaa, mutta toistettaessa sama koe useampaan kertaan samalla henkilöllä satunnaisvirheen löydöstä on helpompi lähestyä analyytisesti. [22.]

Korrelaatio on hyvä tapa vertailla määrällisten muuttujien riippuvuutta. Lineaarinen yhteys ei kuitenkaan erottele mittauksen systemaattisia eroja. Siksi samoja arvoja mittavien laitteiden vertailuun suositellaan käyttämään Bland-Altman-kuviota mittatulosten yhteneväisyyden määrittämiseksi. Kuviota katsomalla pystytään visuaalisesti tarkastelemaan, jakautuvatko kahden menetelmän mitta-arvot epäsäännöllisesti (hyvä asia) vai muodostuuko niistä jokin kuvio (vinouma tai systemaattinen virhe). Jos tulokset eivät mahdu yhtäpitävyyden (Limits of Agreement, LoA) alueelle, on kyseessä tarkkuusvirhe. Bland-Altmanin luotettava käyttö vaatisi kuitenkin noin 100-200 mittausta. [100.]

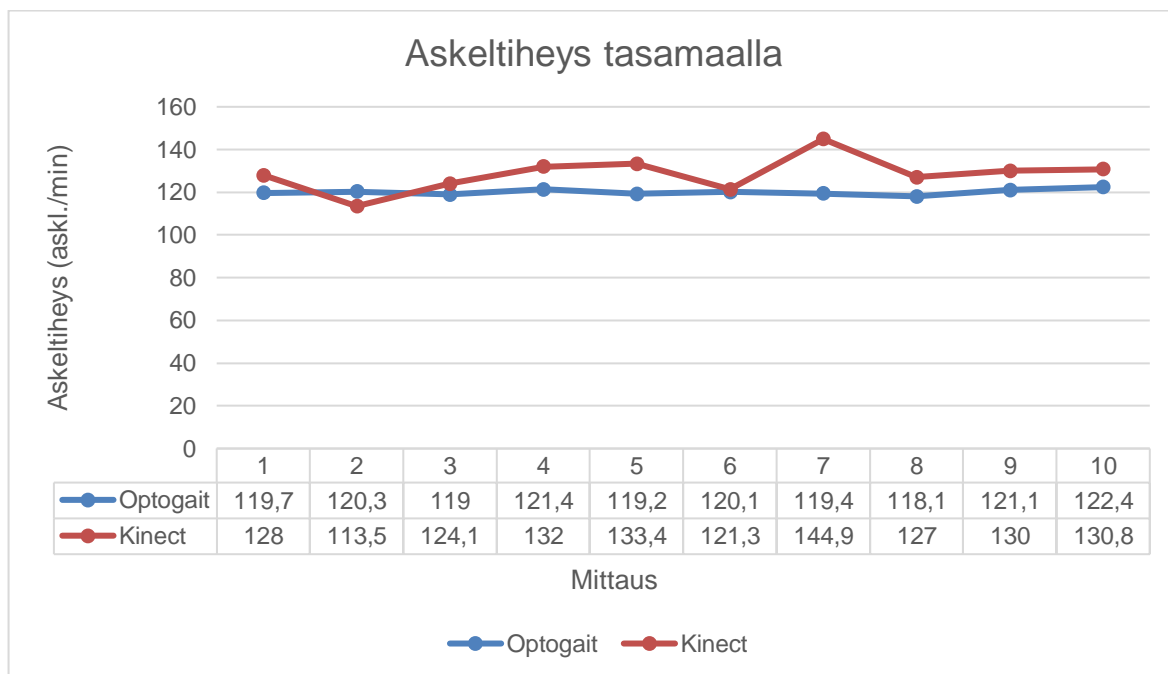
Mittauksen keskiarvojen eroja verrattiin parittaisella t-testillä. Eri laitteiden mittauksen keskiarvojen yhtenevyyden luottamusväliksi asetettiin 95 %. Alle 0,05 p-arvoja pidettiin riittävänä näyttönä siitä, että laitteiden välillä on tilastollisesti merkitsevää eroa. Otoskoko oli pieni (10 mittausta), mutta muuttujien perusjoukon voitiin olettaa olevan normaalisti jakautunut. Tulosten käsittely ja tilastolliset testit tehtiin Microsoft Excelillä (Versio 16.0).

## 7 Tulokset

KS mittasi askelia yhteensä 657, joista matolla 600 ja tasamaalla 57. OptoGait rekisteröi laitteiden yhtenevällä mittausalueella yhteensä 51 askelta. Tasamaamittauksissa liian lähellä tai liian kaukana kamerasta rekisteröityneet ylimääräiset askeleet (7 kpl) poistettiin pituusvertailuista, mutta askeltiheyden keskiarvoihin ne jäivät aiheuttaen epätarkkuutta. OptoGaitin ylimääräinen askel poistettiin myös, koska virhe johtui testin tekijästä.

### 7.1 Tasamaalla

Tasamaalla tehdyissä testeissä OptoGaitin mukaan koehenkilö käveli keskimäärin 1,3 m / s ( $\pm 0,1$ ), ja askelsyklin kesto oli keskimäärin 1,000 ( $\pm 0,015$ ) s. Askeltiheyden keskiarvo oli OptoGaitilla mitaten 120,1 ( $\pm 2,3$ ) askelta / minuutti. KS arvioi askeltiheyden keskiarvon keskimäärin 9,95 ( $\pm 8,6$ ) askelta suuremmaksi. Yhdeksässä mittauksesta kymmenestä Kinect yliarvioi askeltiheyden, ja yhdessä mittauksista (nro. 2) se aliarvioi askeltiheyden keskimäärin 6,8 askeleella. Tosin tämän yksittäisen mittauksen yhteydessä keskihajonta oli poikkeuksellisen suurta ( $\pm 16,3$ ).

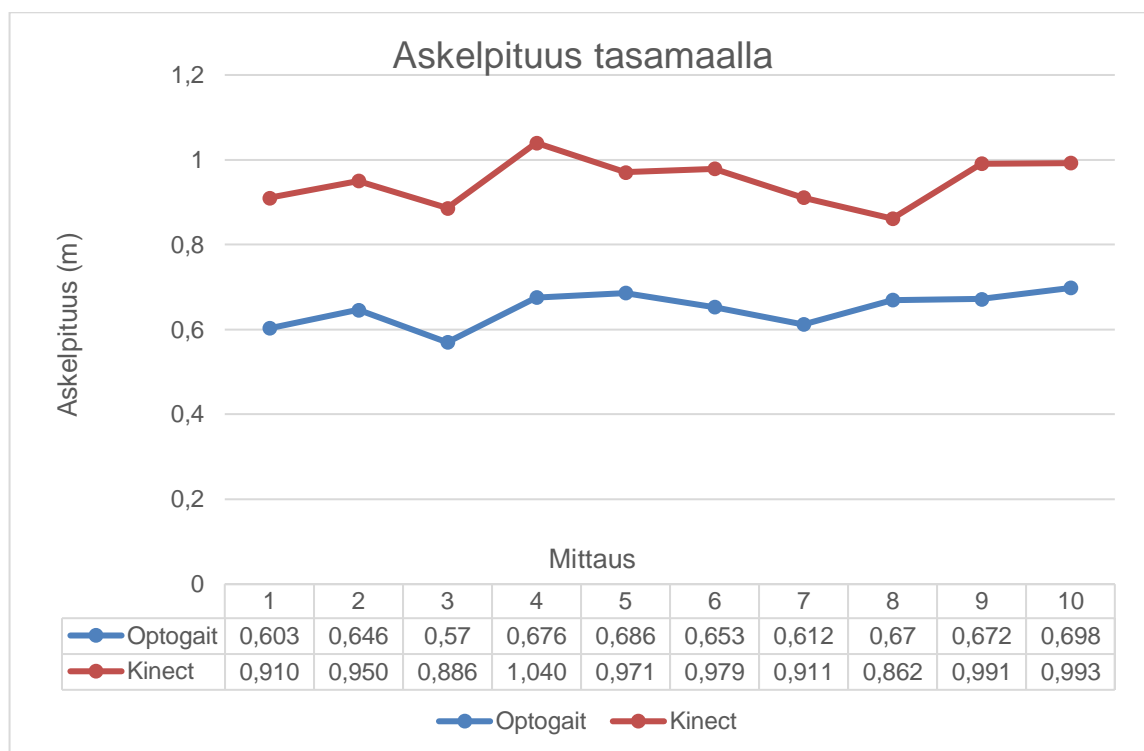


Kuva 14. Askeltiheyden keskiarvo tasamaalla poikkesi laitteiden välillä merkitsevästi ( $t(9) = -3,199$ ,  $p = 0,005$ )



Mittauksessa 7 Kinect yliarvioi askeltiheyden selvästi. Tässä mittauksessa kiihdyttävät askeleet olivat keskimääräistä lyhyempiä, mistä johtuen askelia tuli yhtenevälle mitta-alueelle 6 kpl eli yksi toivottua enemmän. KS mittasi tämän kokeen viimeisen askeleen pituudeksi vain 0,14 m. Viimeinen askel poistettiin askelpituuksien mittauksista molemmilta laitteilta, koska se poikkesi protokollasta. Askeltiheyden keskiarvoista yksittäisiä askelia ei ollut mahdollista poistaa.

Kuvaa 15 tarkastelemalla voidaan todeta, että tasamaamittauksissa KS yliarvioi systemaattisesti askelpituutta, keskimäärin 0,300 ( $\pm 0,089$ ) m. KS askelpituusmittauksissa esiintyi runsasta satunnaisvaihtelua. Suuri keskihajonta ja satunnaisvaihtelu vähensivät mittauksen toistettavuutta. Heikosti toistettavan menetelmän luotettavuus oli myös heikko.

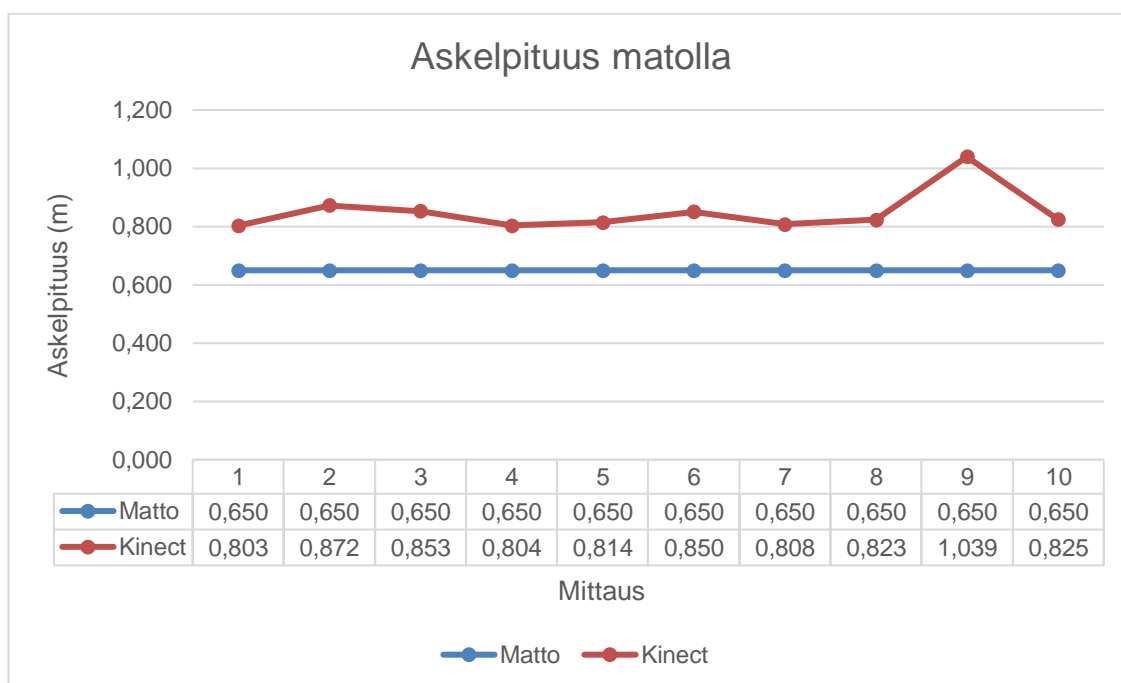


Kuva 15. Askelpituudet tasamaalla

Kahdella eri laitteella tehtyjen askelpituusmittausten lineaarinen riippuvuus oli hyvä. ( $r = 0,62$ ,  $p < 0,001$ ). Korrelaatio ei kuitenkaan tarkoita, että laitteiden mittaustulokset olisivat yhtenevät. KS mittavirhe oli systemaattinen. Menetelmien keskiarvojen ero on tilastollisesti erittäin merkitsevä ( $t(9) = -21,572$ ,  $p < 0,001$ , 1-suuntainen).

## 7.2 Matolla

Matolla kävellessä (1,3 m/s, 120 askl. / min, 0,65 m) mittasi KS oikean määrän askelia: 30 askelta kummallakin jalalla 30 sekunnin aikana. Askeltiheys oli tällöin myös täysin oikea kaikissa mittauksissa. Askeleen kestoksi KS ilmoitti sekä vasemmalle että oikealle jalalle 0,500 s, vaikka syklin kesto oli teoriassa 1,000 s. KS mittasi askelpituudeksi keskimäärin 0,849 ( $\pm 0,045$ ) m. Sovellus yliarvioi pituuden systemaattisesti 0,199 metrillä. Askelpituuksien keskiarvojen ero menetelmien välillä oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ( $t(9) = -8,903$ ,  $p < 0,001$ , 1-suuntainen). Ero oli kuitenkin kymmenen senttiä pienempi kuin tasamaakävelyssä. Kinectin arvioima askelpituuksien keskimääräinen keskihajonta oli myös pienempää matolla ( $\pm 0,045$  vs.  $\pm 0,089$ ) kuin tasamaalla.



Kuva 16. Askelpituudet matolla

Matolla mittausten toistettavuus oli heikkoa, sillä keskiarvo vaihteli 0,803-1,039 metrin välillä. Osassa mittauksia (nro. 1 ja nro. 8) keskihajonta oli myös suurta ( $\pm 0,120$  m). Mittauksessa 9 KS yliarvioi askelpituuden keskimäärin 0,389 metriä ( $\pm 0,024$ ). Mittaustilanteessa ei todettu mitään poikkeavaa, mutta kinemaattisen tarkastelun perusteella skelettonmalli näytti kävelevän varpaillaan. Tätä mittausta ei poistettu, sillä virhe ei johtunut protokollasta tai koehenkilöstä vaan mittalaitteesta eli oli siis tulos.

## 8 Johtopäätökset

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli arvioida Kinect-pohjaisen askellusanalyysiprototyypin luotettavuutta ja raportointia. Tulokset antavat viitettä siitä, että tämän askellusanalyysiprototyypin mittausmenetelmä ei ollut luotettava. Nykyinen algoritmi ei ollut riittävän tarkka askelpituuksien mittauksiin tasamaalla eikä matolla kävellessä. Matolla paljain jaloin kävellessä (1,3 m/s) algoritmi oli luotettava ja toistettava askeltiheyden mittaamiseen.

Kinectillä mitatut askelpituudet olivat systemaattisesti liian pitkiä, tasamaalla keskimäärin 0,300 m ja matolla 0,199 m. Vaikka mitattu pituus oli systemaattisesti liian suuri, sitä ei voida kalibroimalla parantaa, koska menetelmän toistettavuus oli myös heikko ja sisälsi paljon satunnaisvaihtelua. Kinect mittaa etäisyyksiä millin tarkkuudella ja skeleton-virtaa hyödyntämällä on päästykin huomattavasti hyväksyttävämpiin tuloksiinkin sekä matolla [93] että tasamaalla kävellessä. [72, 77.] Tulosten suuri vaihtelu johtui luultavasti koejärjestelyistä tai KS mittausmenetelmästä. Koejärjestelyissä pyrittiin ottamaan huomioon ja sulkemaan pois kaikki Kinect-sensorin mittausta heikentävät tekijät. Niinpä voidaan tehdä johtopäätös, että tulosten takana on epäoptimaalisesti toimiva algoritmi.

### 8.1 Raportointi

Tekemällä vakioituja mittauksia voitiin takaisinmallinnuksella (reversed engineering) päätellä sovelluksen algoritmi ja arvioida sen suorituskykyä.

Sovelluksen raportointi oli toistaiseksi puutteellinen kliiniseen- tai asiakaskäyttöön. Toisaalta raportointi oli tekninen ja siksi myös hyödyllinen. Jalkojen maksimaalisten etäisyyksien (Foot Longitudal Difference) arvot todettiin olevan yhteneviä arvioidun askelpituuden kanssa. Tämän perusteella voitiin päätellä, että prototyypin askelsykliä määrittävä laskenta perustuu joko nilkkanivelen tai varpaiden maksimaalisten etäisyyksien arviointiin. Se, onko nivelpisteiden etäisyys laskettu euklidisesti (lyhintä reittiä) kolmessa ulottuvuudessa vai kohtisuorasti sagittaalitasolla, jäi tässä tutkimuksessa selvittämättä. Ero näiden laskentamenetelmien välillä vaikuttaa olennaisesti askelpituuden mittaan. Käytetyn menetelmän olisi voinut saada esille ottamalla matolla tasaisesti poikkeuksellisen leveitä askeilta ja vertaamalla niiden pituutta normaaliaskeliin. Algoritmin toiminta oli

puutteellista ja algoritmin perustuessa jalkojen pitkittäissuuntaiseen etäisyyksien vaihteluun olivat kaikki muutkin tähän laskentaan kytketyt parametrit epäluotettavia.

**Kävelynopeus** (Velocity [m/sec]) oli oletettavasti määritelty askelpituuden ja -keston osamääränä. Tämä perustuu siihen, että KS mittasi matolla kävelyn keskinopeudeksi 1,71 m/s. Arvioitu nopeus oli 31 % suurempi kuin matolle asetettu nopeus (1,3 m/s). Samoissa mittauksissa KS arvioi askelpituudet myös 31 % suurempina kuin vakiodut askeleet (0,65 m).

KS mittasi muitakin parametrejä, mutta ne jätettiin tämän tutkimuksen vertailuista pois, koska niiden mittausperusteet tai raportointi eivät olleet yksiselitteisiä. Näitä parametrejä olivat askeleen kesto, askelleveys, askelkorkeus ja jalan kulma. Matolla kävellessä KS raportoi **askeleen kestoksi** (Duration [s]) kummallekin jalalle 0,5 s, vaikka laskennallisesti askelsykli kesti tasan sekunnin. Koska askelsykliä määrittävä algoritmi ei erotellut tuki- ja heilahdusvaiheita, ei ajallisten parametrien tarkempaan laskentaan ollut muutenkaan edellytyksiä. Todettakoon kuitenkin, että askelsyklin jakaminen kahdella ei ole oikea menetelmä arvioida askeleen kestoa.

Eräs hankalasti tulkittava mitta-arvo oli **askelleveys** (Base [cm]). Se oli esitetty molemmille jaloille erikseen, vaikka nilkkanivelen kohtisuoria etäisyyksiä on vain yksi. **Askelkorkeudesta** (Height [cm]) oli hankala tehdä päätelmiä, oliko luku esim. nilkkanivelen keskiarvokorkeus syklin ajalta vaiko ballistisen lentokaaren huippu. Mitta-arvolle ei valokennojärjestelmästä olisi saanut sopivaa vertailukohtaa. **Jalan kulman** (Foot Angle [dgr]) mitta-arvoissa oli puolestaan niin suurta satunnaisvaihtelua, ettei arvojen vertailua OptoGaitiin koettu mielekkääksi.

Prototyypistä oli saatavilla ulos yksittäisiä askeleita tai parametrien keskiarvoja. Yksittäisten askelten mitta-arvot ovat tarpeellisia mittauksen onnistumisen tarkkuutta arvioitaessa ja tilastoidessa, mutta raportoinnissa askeldata olisi hyödyllisempää esittää normalisoituna  $\pm$  -keskihajontana. Normalisointi vaatisi tarkemman mittausperusteen askelsykliä ja jonkin menetelmän, jolla data ajallisesti tasataan.

Siksi raportoinnin, mutta etenkin satunnaisvirheiden karsimiseksi olisi hyödyllistä rakentaa askelsykliä mittaava algoritmi, joka erottaisi askelluksesta automaattisesti tuki- ja heilahdusvaiheet. Näiden perusteella muut parametrit voitaisiin normalisoida yhden askelsyklin mittaiseksi. Ilman kantakosketuksen ja heilahdusvaiheen alun arviointeja ei

askelluksen ajallisia parametreja voida laskea. Vaiheiden laskennan lisääminen poistaisi samalla ongelman, jossa tasamaalla kameraa kohti kävellessä saattaa mittauksen alussa ja lopussa sovellukseen rekisteröityä alimittaisia askeleita.

Raportoinnissa olisi olennaista hyväksyä sensorin vajaavaisuus ja keskittyä parametreihin, joita yksittäinen Kinect-kamera pystyy mittaamaan luotettavasti. Tutkimuksissa ja kokeiluissa onkin todettu Kinectin soveltuvan parhaiten ajallisten parametrien mittaukseen [69]. Suositeltavaa olisi hyödyntää laskentamallia, jossa kontaktin alku ja loppu määritellään ristiluun, nilkkanivelen ja varpaiden etäisyyksien mukaan. Tämän algoritmin toiminta on todettu Kinectillä tarkimmaksi tavaksi arvioida kahden jalan tukivaihetta ja heilahdusvaihetta.

Nilkkanivelen ja varpaiden seuranta ovat tutkitusti Kinectin heikoin kohta [93]. Toisaalta nilkan ja varpaiden nopeuden arviointi on todettu olevan tasamaakävelyssä Kinectille tarkin tapa mitata sekä kävelyn nopeutta että askelparin ja yksittäisten askelten aikaa [72]. Kävelymatolla vaiheita on onnistuttu ennustamaan tarkasti myös mittaamalla polven pitkittäissuuntaista etäisyyttä [91].

KS skeletonmallin kinemaattinen tarkastelu antoi mahdollisuuden havainnoida askelsymmetriaa ja vaiheita silmämääräisesti. Raportoinnista on luettavissa nivelpisteiden lineaarinen nopeus ja kiihtyvyys. Vaikka nämä arvot eivät sellaisenaan ole käyttökelpoisia askelluksen biomekaaniseen arviointiin, ovat nivelpisteiden nopeus ja kiihtyvyys kuitenkin askelsyklin automatisoinnin kannalta hyödyllisiä tietoja. Kuten yllä todettiin, nivelpisteiden nopeutta voidaan hyödyntää myös kävelynopeuden tarkkaan arviointiin.

Liikeanalyysiohjelmistoon sisältyi myös massakeskipisteen avaruudellinen mittaus. Tämä voitaisiin yhdistää ja ajallisesti normalisoida askelsykliin. Massakeskipisteen huojunta on hyvä mittari askelluksen aikaisten puolierojen tarkasteluun. Se on myös hyvä parametri voimien ennustamiseen.

Symmetrioiden objektiivisen tarkastelun kannalta olisi hyödyllistä, että askellusanalyysiin yhdistettäisiin myös kinemaattiset tiedot alaraajojen nivelkulmista, kulmanopeuksista ja kulmakiihtyvyyksistä. Edestä käytettynä yksittäinen Kinect soveltuu luotettavasti lonkan ja polven sagittaalitasoon mittauksiin kävelymatolla [93] ja tasamaalla [96].

## 8.2 Oman työn arviointi

Teoriaa tuli paljon, koska työn tilaajan toiveena oli pohtia käyttömahdollisuuksia kevyelle askellusanalyysisovellukselle. Selvitystyö Kinectin toiminnasta edisti koejärjestelyn rakentamista. Tutustuminen askelsykliä automaattisesti tunnistaviin menetelmiin antoi tukea tulosten tulkinnalle ja johtopäätöksille. Koneoppiviin malleihin perehtyminen oli edellytyksenä kannanottoihin voimien ennustamisessa ja askeldatan luokittelussa. Näkemättä riviäkään koodia pystyttiin sovelluksen raportoinnista päättämään laskentamenetelmä.

Tasamaakokeen järjestäminen vaati tutustumista molempien laitteiden mittauserusteisiin. Valokennojärjestelmää ja ToF-teknologiaan perustuvaa syvyyskameraa ei ollut aiemmin käytetty vastaavassa koetilanteessa. Poistamalla manuaalisesti kaksi kiihdyttävää askelta saatiin laitteelle rakennettua yhtenevä mitta-alue. Matolla tehtäviä mittauksia varten koejärjestelyn suunnittelu oli helpompaa. Matolla tehtävissä koejärjestelyissä oli hyvä, että OptoGaitia ei käytetty vertailevana mittarina, koska sen käynnistäminen olisi vaatinut ulkopuolista apua. Kiinnostuksena oli alun perin mitata useampia koehenkilöitä. Esimittausten perusteella ei koettu mielekkääksi käyttää ihmisten aikaa epäluotettavan sovelluksen testaamiseen.

Omaa työtä arvioiden tuloksissa olisi voinut hyödyntää vasemman ja oikean jalan mittauksia erikseen, eikä niputtaa niitä yhteen. Askelpituus ja siihen liittyvät puolierot ovat käyttökelpoinen kliininen parametri.

Mattomittauksissa lisävalaistus tuotettiin kävelijän oikealta puolelta, mikä saattoi jälkikäteen ajateltuna aiheuttaa koehenkilöön toispuoleista kontrastia. Tuloksia tarkastellen ei kuitenkaan vasemman ja oikean puolen mittauksissa ei ollut systemaattisia eroja.

Koeasetelman dokumentointi jäi puutteelliseksi. Tasamaamittauksen asetelmasta olisi pitänyt ottaa kuva. OptoGaitin mittauksista olisi pitänyt poistaa myös kiihdyttävät askeleet ennen tulosten siirtoa XML-muotoon. Nyt jokaiseen askeltiheyden keskiarvoon jäivät kaksi kiihdyttävää askelta. Tällä ei tuntunut olevan suurta vaikutusta, sillä askeltiheys tasamaalla oli kohtuullisen tasainen  $120,1 (\pm 2,3)$ .

Työtä kirjoittaessa tuli tehtyä kuormituskoe Metropolian opinnäytetyöpohjaan: Lähteet-osion rakenne ei kestänyt kolminumeroista määrää referenssejä.

### 8.3 Jatko

Markkerittomaan liikekaappaukseen perustuvien sensorien hyödyntämisessä on paljon potentiaalia askellusanalyysien kannalta. Ensivaiheen prototyypistä on kuitenkin pitkä matka luotettavaksi kaupalliseksi sovellukseksi.

On hyvä pysähtyä hetkeksi ja pohtia, millainen on tuotekehityksen filosofia. Mihin yritys haluaa sensoria hyödyntää ja kuinka suuria tuotekehityspanostuksia askellusanalyysin kehittämiseen ollaan valmiita tekemään? Kinectille ei ole olemassa yleispätevää mittausmenetelmää, joka kattaisi luotettavasti kaikki askellustyyppit, käyttöympäristöt ja patologiat. Siksi pitäisi ensin ratkaista kysymys, mihin käyttöön sovellusta ollaan kehittämässä?

Ollaanko kiinnostuneita urheilubiomekaniikasta eli alustareaktiivoimien ennustamisesta ja ennalta ehkäisevästä fysioterapiasta? Ketä laitteen raportoinnin tulisi palvella? Minkälaisia asiakkaita tai potilaita on tarkoitus mitata? Millaiseen käyttöympäristöön laite halutaan sijoittaa? Tuleeko sen toimia tasamaalla, matolla tai jopa portaissa? Hyväksytäänkö yhden sensorin aiheuttamat rajoitteet vai pyritäänkö tarkkuutta lisäämään useammalla kameralla? Aiotaanko sovelluksesta tehdä diagnostinen työkalu?

Sovelluksen mittaustarkkuuden parantamiseksi reittejä on mielestäni kolme:

- 1 Rakennetaan toimivampi mittausmalli ja sopeutetaan raportointi yksittäisestä sensorista saataviin luotettaviin parametreihin.
- 2 Yhdistetään useampi sensori, minkä on todettu parantavan etenkin etäisyysparametrien mittatarkkuutta.
- 3 Rakennetaan oma pistepilveen perustuva seurantakoodi, jonka avulla myös nilkan alueen seuranta voidaan ottaa luotettavasti mukaan.

Toistaiseksi kaupallisissa askellussovelluksissa on jouduttu luopumaan SDK 2.0 -seurannasta ja siirtymään omat nivelpisteet määrittävään kaappausmenetelmään. Saattaa kuitenkin olla, että pelkästään algoritmin vaihto ja useamman kameran yhdistäminen tuottaisivat riittävän tarkkuuden mittauksiin. Toukokuussa 2018 Microsoft esitteli Kinect for Azuren. Sen sovelluskehitysalusta saattavat tuoda helpotuksia usean kameran seurantamahdollisuuksiin.

Koneoppimista on mahdollista hyödyntää askellukseen monin eri tavoin. Kinect-pohjaisten kaupallisten askelanalyysien pohjalla onkin lähes poikkeuksetta koneoppivia malleja. Ne auttavat rekisteröimään askelsyklin kriittisiä tapahtumia tarkasti ja tuottamaan paremmin yksilöä luonnehtivaa dataa. Niiden avulla on myös mahdollista rakentaa luokittelijoita, jotka perustuvat suuriin määriin dataa. Suurten datamäärien avulla on mahdollista tuottaa analyysimenetelmiä, jotka huomioivat monia erilaisia demografisia, antropometrisia ja biomekaanisia tekijöitä. Analyysimenetelmien avulla voidaan esimerkiksi määrittää juoksijanpolvi-vaivaan alaryhmiä, joissa kuntoutusvaste on erilainen. Näihin alaryhmiin on mahdollista kehittää optimaalisia vasteita tuottavia interventioita.

Askellusanalyyseillä voidaan arvioida kognitiivisen kapasiteetin heikkenemistä. Se on myös hyvä yleisterveydellinen mittari ja tärkeä osa kokonaisvaltaisen toimintakyvyn arviota. Jatkokehitystä ajatellen alustareaktiivoimien ennustaminen monipuolistaisi laitteen käyttömahdollisuuksia. Kevyet mittausjärjestelmät siirtävät liikeanalyysien paradigmaa pois laboratorioista kohti yksittäisiä klinikoita. Mobiilien askellusanalyysien avulla olisi mahdollista rakentaa edulliset seulat epäsymmetrioiden tarkasteluun. Näin tuki- ja liikuntaelinsairauksiin liittyviin löydöksiin voisi puuttua ennen kuin ne rupeavat kuormittamaan yksilöä ja terveydenhuoltoa. Tämä kuuluu arvopohjaisen terveydenhuollon malliin, joka pyrkii tarttumaan ajoissa kehittyviin sairauksiin ja minimoimaan aiheutuvat ongelmat yksilölle ja kustannukset yhteiskunnalle. Kevyillä liikemittausratkaisuilla, koneoppimisella ja suurilla datamäärillä on tulevaisuudessa merkittäviä mahdollisuuksia kansanterveyden kannalta.

Urheilubiomekaniikassa pystytään luokittelijoita rakentamaan kohtuullisen helposti. Parkinson-potilaille Kinectin on todettu soveltuvan kohtuullisen hyvin diagnostiseen luokitte- luun sekä liiketietoja että voimia arvioimalla. Askellusanalyysit eivät kuitenkaan tois- taiseksi ratkaise maailman kaikkia terveysteknisiä ongelmia. Etenkin aivoinfarktipotilai- den diagnosoinnissa ja kuntoutuksessa haasteita tuottaa se, että potilaiden joukko on niin heterogeeninen, ettei selkeitä normaaliarvoja ole asetettavissa. Automaattiset dia- gnostiset menetelmät pystyvät toistaiseksi heikosti ottamaan huomion potilashistoriaa.

Kävely on ihmisen tärkein liikkumismuoto ja sen parantaminen on potilaan toimintaky- vyn, itsenäisyyden ja elämänlaadun kannalta olennaista. Askellusanalyysien kehittämi- nen on mielenkiintoista ja haastavaa, joskaan tarjolla ei ole pikavoittoja.



## Lähteet

- 1 Hirvensalo, M. et al. (2000). Mobility difficulties and physical activity as predictors of mortality and loss of independence in the community-living older population. *J. Am. Geriatr. Soc.*, 48 (2000), pp. 493-498
- 2 Lord, S. et al. (2013). Independent domains of gait in older adults and associated motor and nonmotor attributes: validation of a factor analysis approach. *J. Gerontol. Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.*, 68 (2013), pp. 820-827
- 3 Nadeau, s. et al. (2013). Gait Analysis for Poststroke Rehabilitation: The Relevance of Biomechanical Analysis and the Impact of Gait Speed, Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America, Volume 24, Issue 2, 2013, Pages 265-276.
- 4 Viteckova, S. et al. (2018). Gait symmetry measures: A review of current and prospective methods. *Biomedical Signal Processing and Control*, Volume 42, 2018, Pages 89-100.
- 5 Williams, DS. Et al. (2007). Diabetic neuropathy is related to joint stiffness during late stance phase. *J Appl Biomech.* 2007 Nov;23(4):251-60.
- 6 Hodgins, D. et al. (2008). The importance of measuring human gait. *Med Device Technol*, 19(5):42, 44–42, 47, Sep 2008.
- 7 Hausdorff, J. et al. (2000). Dynamic markers of altered gait rhythm in amyotrophic lateral sclerosis. *Journal of Applied Physiology*, 88(6):2045–2053, 2000.
- 8 Keijsers, N. et al. (2006). Ambulatory motor assessment in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, 21(1):34–44, 2006.
- 9 Baker, J.M. (2018). Gait Disorders. *The American Journal of Medicine*. Volume 131, Issue 6, June 2018, Pages 602-607.
- 10 Hausdorff, J. et al. (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(8):1050—1056, 2001.
- 11 Kulmala, J-P. (2016). Liikeanalyysi tulevaisuuden kuntotestauksessa. XXVIII Kuntotestauspäivät, Helsinki 18.3. 2016.
- 12 Äyrämö, S., Kulmala, J-P. (2014). Liikeanalyysi asiakaskäyttöön 3D-4C. Jyväskylä University.
- 13 Ferber, R. (2014). *Running mechanics and gait analysis*. Champaign, IL: Human Kinetics.

- 14 Levine, D., Richards, J. & Whittle, M. (2012). Whittle's gait analysis (5th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier.
- 15 Phinyomark, A. Petri, G. Ibáñez-Marcelo, E., Sean T. Osis, Ferber, R. (2017). Analysis of Big Data in Gait Biomechanics: Current Trends and Future Directions. Journal of Medical and Biological Engineering. 2017.
- 16 Eltoukhy, M. et al. (2017). Prediction of ground reaction forces for Parkinson's disease patients using a Kinect-driven musculoskeletal gait analysis model. Medical Engineering & Physics Volume 50, December 2017, 75-82.
- 17 Benson, L. et al. (2018). The use of wearable devices for walking and running gait analysis outside of the lab: A systematic review. Gait & Posture, Volume 63, 124 – 138
- 18 Chen, S. et al. (2016). Toward Pervasive Gait Analysis with Wearable Sensors: A Systematic Review. IEEE J Biomed Health Inform. 2016 Nov;20(6):1521-1537.
- 19 Regazzoni, D. et al. (2014). RGB cams vs RGB-D sensors: Low cost motion capture technologies performances and limitations. Journal of Manufacturing Systems. Volume 33, Issue 4, October 2014, Pages 719-728
- 20 Rahman M. (2017) Windows 10 & Universal Windows Platform. In: Beginning Microsoft Kinect for Windows SDK 2.0. Apress, Berkeley, CA
- 21 Kauranen, K. (2017). Fysioterapeutin käsikirja.
- 22 Kauranen, K. & Nurkka, N. (2010). Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille. Helsinki: Liikuntatieteellinen seura.
- 23 Sandström, M. & Ahonen, J. (2011). Liikkuva ihminen: Aivot, liikuntafysiologia ja sovellettu biomekaniikka. Lahti: VK-Kustannus.
- 24 Morris, R. et al. (2017). Gait Rather Than Cognition Predicts Decline in Specific Cognitive Domains in Early Parkinson's Disease. J Gerontol A Biol Sci Med Sci. 2017 Nov 9;72(12):1656-1662.
- 25 Footprints to Cognitive Decline and Alzheimer's Are Seen in Gait. (20.4.2018). Haettu lähteestä: <https://www.nytimes.com/2012/07/17/health/research/signs-of-cognitive-decline-and-alzheimers-are-seen-in-gait.html>
- 26 Bergamini, E. (2011) Biomechanics of sprint running: a methodological contribution.
- 27 Cairns, M. et al. (1986). A biomechanical analysis of racewalking gait. Medicine and science in sports and Exercise.

- 28 Vartiainen, P. (2017). Advanced Methods for Human Analysis - Applications to Gait and Spine Biomechanics. Kuopio: University of Eastern Finland.
- 29 Suullinen tiedonanto Jussi Nurminen. 16.4.2018.
- 30 Wu G., Cavanagh, P.R. (1995). ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J Biomech*, 28 (10) (1995), pp. 1257-1261
- 31 Zeni, J.A. et al. (2008). Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait & Posture*. Volume 27, Issue 4, 2008.
- 32 Bahannon, R.W. et al. (1996). Walking speed: Reference values and correlates for older adults. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, Volume 24, Issue 2, August 1996, Pages 86-90.
- 33 Chandra, S. et al. (2013). Speed Distribution Curves for Pedestrians During Walking and Crossing. *Procedia - Social and Behavioral Sciences*. Volume 104, 2 December 2013, Pages 660-667.
- 34 Middleton, A. et al. (2016). Walking Speed: The Functional Vital Sign.
- 35 Kellett, J., Sebat, F. (2017). Make vital signs great again – A call for action, *European Journal of Internal Medicine*, Volume 45, 2017, Pages 13-19.
- 36 Yates, T. et al. (2017). Association of walking pace and handgrip strength with all-cause, cardiovascular, and cancer mortality: a UK Biobank observational study. *European Heart Journal*, Volume 38, Issue 43, 14 November 2017, Pages 3232–3240
- 37 Kline, J. et al. (2014). Your brain on speed: cognitive performance of a spatial working memory task is not affected by walking speed. *Hum. Neurosci.*, 08 May 2014.
- 38 Snyder, K. et al. (2015). Independent Component Analysis of Gait-Related Movement Artifact Recorded using EEG Electrodes during Treadmill Walking. *Front. Hum. Neurosci.*, 01 December 2015.
- 39 Bargh, J. et al. (1996). *Journal of Personality and Social Psychology*, Vol 71(2), Aug 1996, 230-244.
- 40 Levine, R. et al. The pace of life in 31 countries. 1999. *Journal of Cross-Cultural Psychology*.
- 41 Tysnes, OB. et al. (2017). Epidemiology of Parkinson's disease. *J Neural Transm (Vienna)*. 2017 Aug;124(8):901-905.

- 42 Geroïn, C. et al. (2018). Does dual-task training improve spatiotemporal gait parameters in Parkinson's disease? *Parkinsonism & Related Disorders*. Odottaa julkaisua. Haettu 8.5.2018.
- 43 Moore, I. (2016). Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy
- 44 Stenroth, L. (9.5.2014). Tanner tömisee – alustaan kohdistuvat voimat juoksussa [blogikirjoitus]. Haettu osoitteesta <https://wikiliikkuja.com/2014/05/09/tanner-tomisee-alustaan-kohdistuvat-voimat-juoksussa/>
- 45 Winter, D.A. 1988. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*. 2nd edition. Ontario. University of Waterloo Press
- 46 Vaughan, C.L., Davis, B.L. & O'Connor, J.C. 1999. *Dynamics of human gait*. Second ed. Cape Town, South Africa, Kiboho Publishers.
- 47 Zajac, F.E., Neptune, R.R. & Kautz, S.A. 2002. Biomechanics and muscle coordination of human walking Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture*.16: 215-232.
- 48 Gordon, D. et. al. (2013). *Research Methods In Biomechanics* 2nd. Edition. Champaign, IL: Human Kinetics.
- 49 Niemelä, M., Kulmala, JP., Kauppi, JP. et al. (2017). Prediction of active peak force using a multilayer perceptron. *Sports Engineering*. September 2017, Volume 20, Issue 3, pp 213–219.
- 50 Reed, D. et al. (2017). The use of a single inertial sensor to estimate 3-dimensional ground reaction force during accelerative running tasks, *Journal of Biomechanics*, Volume 61, 2017, Pages 263-268,
- 51 Sim T, Kwon H, Oh S, et al. Predicting complete ground reaction forces and moments during gait with insole plantar pressure information using a wavelet neural network. *ASME. J Biomech Eng*. 2015;137
- 52 Breedon, P. et al. 2016. Enhancing the Measurement of Clinical Outcomes Using Microsoft Kinect. 2016 International Conference on Interactive Technologies and Games.
- 53 Zammit, G. V., Menz, H. B., & Munteanu, S. E. (2010). Reliability of the TekScan MatScan® system for the measurement of plantar forces and pressures during barefoot level walking in healthy adults. *Journal of Foot and Ankle Research*, 3, 11.
- 54 Lienhard, K. et al. (2013). Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Medical Engineering & Physics* 35 (2013) 500–504

- 55 Lee, M., Song, C., Lee, K., Shin, D., & Shin, S. (2014). Agreement between the spatio-temporal gait parameters from treadmill-based photoelectric cell and the instrumented treadmill system in healthy young adults and stroke patients. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 20, 1210–1219.
- 56 Gomez, B. et al. (2016). Reliability of the OptoGait portable photoelectric cell system for the quantification of spatial-temporal parameters of gait in young adults. *Gait Posture*. 2016 Oct; 50:196-200.
- 57 Oerbekke, M. et al. (2017). Concurrent validity and reliability of wireless instrumented insoles measuring postural balance and temporal gait parameter. *Gait & Posture*, Volume 51, 2017, Pages 116-124.
- 58 Connor, P., Ross, A. (2018). Biometric recognition by gait: A survey of modalities and features. *Computer Vision and Image Understanding*, Volume 167, 2018, Pages 1-27.
- 59 Schurr, S. A., Marshall, A. N., Resch, J. E., & Saliba, S. A. (2017). Two-dimensional video analysis is comparable to 3d motion capture in lower extremity movement assessment. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 12(2), 163–172.
- 60 Hasegawa, M. et al. (2010). Effects of methods of descending stairs forwards versus backwards on knee joint force in patients with osteoarthritis of the knee: a clinical controlled study. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*.
- 61 Suullinen tiedonanto Raimo Sepponen. 27.3.2018
- 62 Hebenstreit, F. et al. (2015). Effect of walking speed on gait sub phase durations. *Hum Mov Sci*. 2015 Oct;43:118-24.
- 63 G. Cappellini, Y. P. Ivanenko, R. E. Poppele, and F. Lacquaniti. (2006). Motor Patterns in Human Walking and Running. *Journal of Neurophysiology* 2006 95:6, 3426-3437
- 64 Shultz. S.J. et al. (2005). Examination of musculoskeletal injuries. 2nd ed, North Carolina: Human Kinetics, 2005. p55-60.
- 65 Kirjallinen tiedonanto Fredrik Gustavsson. 30.4.2018
- 66 Watari, R. et al. (2016). Determination of patellofemoral pain sub-groups and development of a method for predicting treatment outcome using running gait kinematics. *Clinical Biomechanics*, Volume 38, 2016, Pages 13-21.
- 67 Nüesch, C. et al. (2017). Measuring joint kinematics of treadmill walking and running: Comparison between an inertial sensor -based system and a camera-based system. *J Biomech*. 2017 May 25, pp.32-38

- 68 Hondori, H.M., Khademi, M. (2014). A Review on Technical and Clinical Impact of Microsoft Kinect on Physical Therapy and Rehabilitation. *Journal of Medical Engineering*. 2014.
- 69 Springer, S., & Yogev Seligmann, G. (2016). Validity of the Kinect for Gait Assessment: A Focused Review. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 16(2), 194.
- 70 Tsushima, H., Morris, M. E., & McGinley, J. (2003). Test-Retest Reliability and Inter-Tester Reliability of Kinematic Data from a Three-Dimensional Gait Analysis System. *Journal of the Japanese Physical Therapy Association*, 6(1), 9–17.
- 71 Andersen, M. et al. (2010). Do kinematic models reduce the effects of soft tissue artefacts in skin markerbased motion analysis? An in vivo study of knee kinematics
- 72 Latorre, J. et al. 2018. Reliability and comparison of Kinect-based methods for estimating spatiotemporal gait parameters of healthy and post-stroke individuals. *Journal of Biomechanics*, Volume 72, 2018, Pages 268-273.
- 73 Siena, F.L. et al. 2018. Utilising the Intel RealSense Camera for Measuring Health Outcomes in Clinical Research.
- 74 Wheat, J.S. et al. (2018). The use of consumer depth cameras for 3D surface imaging of people with obesity: A feasibility study, *Obesity Research & Clinical Practice*, May 2018.
- 75 Figueiredo, J. et al. (2018). Automatic recognition of gait patterns in human motor disorders using machine learning: A review. *Medical Engineering & Physics*, Volume 53, 2018, Pages 1-12.
- 76 Watari, R., Osis, S.T., Phinyomark, A., Ferber, R. (2018). Runners with patellofemoral pain demonstrate sub-groups of pelvic acceleration profiles using hierarchical cluster analysis: An exploratory cross-sectional study. *MC Musculoskeletal Disorders*, Volume 19, Issue 1, 19 April 2018, Article number 120
- 77 Geerse, D. (2015). Kinematic Validation of a Multi-Kinect v2 Instrumented 10-Meter Walkway for Quantitative Gait Assessments. *PLoS ONE* 10.
- 78 Osis, S. et al. (2017). Predicting ground contact events for a continuum of gait types: An application of targeted machine learning using principal component analysis. *Gait & Posture*, Volume 46, 2016, Pages 86-90
- 79 Auvinet, E. (2017). Validity and sensitivity of the longitudinal asymmetry index to detect gait asymmetry using Microsoft Kinect data. *Gait & Posture*, Volume 51, 2017, Pages 162-168
- 80 Helwig, N. et al. (2011). Methods to temporally align gait cycle data. *Journal of Biomechanics*, Volume 44, Issue 3, 3 February 2011, Pages 561-566.

- 81 Bus, S. A. (2003). Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(7), 1167–1175.
- 82 Microsoft. (15.5.2018). Project Kinect for Azure. Haettu osoitteesta <https://azure.microsoft.com/en-us/campaigns/kinect/>
- 83 Ogava, A. et al. Markerless Knee Joint Position Measurement Using Depth Data during Stair Walking. *Sensors*, 2017 (Nov).
- 84 Maudsley-Barton, S. et al. (2017). A Comparative Study of the Clinical use of Motion Analysis from Kinect Skeleton Data.
- 85 Dimitrijevic, D. et al. 2016. Towards Automatic Screening of Idiopathic Scoliosis using Low-cost Commodity Sensors – validation study.
- 86 Müller, B., Ilg, W., Giese, M. A., & Ludolph, N. (2017). Validation of enhanced kinect sensor-based motion capturing for gait assessment. *PLoS ONE*, 12(4), e0175813.
- 87 Lachat, E. et al. (2015). First experiences with kinect v2 sensor for close range 3d modelling. Conference: Conference: 6th International Workshop 3D-ARCH 2015, At Avila, Spain 25-26-27 February 2015, Volume: XL-5/W4
- 88 Kim, C. et al. (2015). Color and Depth Image Correspondence for Kinect v2. *Advanced Multimedia and Ubiquitous Engineering* pp 333-340.
- 89 Shah, S. et al. (2015.) A Novel Feature Representation for Automatic 3D Object Recognition in Cluttered Scenes. *Neurocomputing*, 2015. Industrial Electronics and Applications (ICIEA), 2015 IEEE 10th Conference.
- 90 Stuhmer, J. et al. 2016. Model-Based Tracking at 300Hz using Raw Time-of-Flight Observations
- 91 Auvinet E, Multon F, Aubin CE, Meunier J, Raison M. (2015). Detection of gait cycles in treadmill walking using a Kinect. *Gait Posture*. 2015 Feb;41(2):722-5
- 92 Pfister, A., West, AM., Bronner, S., Noah, J.A. (2014). Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis. *J Med Eng Technol*. 2014 Jul;38(5):274-80.
- 93 Eltoukhy, M. et al. (2017). Improved Kinect-Based Spatiotemporal and Kinematic Treadmill Gait Assessment. *Gait & Posture*. Volume 51, January 2017, Pages 77-83.

- 94 Dolatapadi, A. et al. (2016). Concurrent validity of the Microsoft Kinect for Windows v2 for measuring spatiotemporal gait parameters. *Medical Engineering & Physics*. Volume 38, Issue 9, September 2016, Pages 952-958.
- 95 Maimone, A. et al. (2012). Reducing interference between multiple structured light depth sensors using motion. *2012 IEEE Virtual Reality Workshops (VRW)*, Costa Mesa, CA, 2012, pp. 51-54.
- 96 Tanaka, R. et al. (2018). Validity of time series kinematical data as measured by a markerless motion capture system on a flatland for gait assessment. *Journal of Biomechanics*, Volume 71, 2018, Pages 281-285.
- 97 Eltoukhy, M. (2017). Microsoft Kinect can distinguish differences in over-ground gait between older persons with and without Parkinson's disease. *Medical Engineering & Physics* Volume 44, June 2017, Pages 1-7
- 98 OptoGait Manual. (20.4.2018). Haettu osoitteesta <http://www.optogait.com/OptoGaitPortal/Media/Manuals/Manual-EN.PDF>
- 99 Savelberg, H. et al. (1998). Intra-stride belt-speed variation affects treadmill locomotion. *Gait Posture*. 1998 Jan 1;7(1):26-34.
- 100 Bunce, C. (2009). Correlation, Agreement, and Bland–Altman Analysis: Statistical Analysis of Method Comparison Studies. *American Journal of Ophthalmology*, Volume 148, Issue 1, 2009, Pages 4-6.



**Askeltiheydet tasamaalla**

	Askeltiheys (Askl/min)		Keskiarvon ero (absoluuttinen)
	<b>Optogait</b>	<b>Kinect</b>	
<b>mittaus 1</b>	119,7	128	8,3
	± 3,0	± 6,1	
<b>mittaus 2</b>	120,3	113,5	6,8
	± 1,2	± 16,3	
<b>mittaus 3</b>	119	124,1	5,1
	± 1,3	± 4,4	
<b>mittaus 4</b>	121,4	132	10,6
	± 0,4	± 6,8	
<b>mittaus 5</b>	119,2	133,4	14,2
	± 2,5	± 9,8	
<b>mittaus 6</b>	120,1	121,3	1,2
	± 0,2	± 15,9	
<b>mittaus 7</b>	119,4	144,9	25,5
	± 1,1	± 1,2	
<b>mittaus 8</b>	118,1	127	8,9
	± 0,5	± 13,3	
<b>mittaus 9</b>	121,1	130	8,9
	± 0,4	± 1,9	
<b>mittaus 10</b>	122,4	130,8	8,4
	± 3,1	± 10,9	
	<b>120,1</b>	<b>129,95</b>	<b>9,79</b>
	± 1,4	± 8,7	

**Askelpituudet tasamaalla**

	<b>Askelpituus (m)</b>		<b>Keskiarvon ero (absoluuttinen)</b>
	<b>Optogait</b>	<b>Kinect</b>	
<b>mittaus 1</b>	0,698	0,910	0,212
<b>mittaus 2</b>	± 0,031	± 0,080	
	0,672	0,950	0,278
<b>mittaus 3</b>	± 0,019	± 0,073	
	0,670	0,886	0,216
<b>mittaus 4</b>	± 0,022	± 0,029	
	0,612	1,040	0,428
<b>mittaus 5</b>	± 0,027	± 0,028	
	0,653	0,971	0,318
<b>mittaus 6</b>	± 0,014	± 0,125	
	0,686	0,979	0,293
<b>mittaus 7</b>	± 0,026	± 0,141	
	0,676	0,911	0,235
<b>mittaus 8</b>	± 0,022	± 0,116	
	0,570	0,862	0,292
<b>mittaus 9</b>	± 0,021	± 0,141	
	0,646	0,991	0,345
<b>mittaus 10</b>	± 0,010	± 0,046	
	0,603	0,993	0,390
	± 0,034	± 0,166	
	<b>0,649</b>	<b>0,949</b>	<b>0,300</b>
	± 0,026	± 0,089	

### Askelpituudet kävelymatolla

	Askelpituus (m)		Mittausten ero (absoluuttinen)
	Matto	Kinect	
<b>Mittaus 1</b>	0,650	0,803 ± 0,129	0,153
<b>Mittaus 2</b>	0,650	0,872 ± 0,055	0,222
<b>Mittaus 3</b>	0,650	0,853 ± 0,044	0,203
<b>Mittaus 4</b>	0,650	0,804 ± 0,128	0,154
<b>Mittaus 5</b>	0,650	0,814 ± 0,036	0,164
<b>Mittaus 6</b>	0,650	0,850 ± 0,012	0,200
<b>Mittaus 7</b>	0,650	0,808 ± 0,025	0,158
<b>Mittaus 8</b>	0,650	0,823 ± 0,119	0,173
<b>Mittaus 9</b>	0,650	1,039 ± 0,024	0,389
<b>Mittaus 10</b>	0,650	0,825 ± 0,044	0,175
Keskiarvo	<b>0,65</b>	<b>0,849</b>	<b>0,199</b>
Hajonta	-	± 0,045	